

Université de Sherbrooke

Caractérisation des effets des immobilisations orthopédiques sur
les performances de conduite automobile lors de tâches simulées

Par

Dr Marc-André Tremblay

Département de Chirurgie, en collaboration avec le département
des Sciences Cliniques

Mémoire présenté à la Faculté de médecine
En vue de l'obtention du grade de
Maître ès sciences (M.Sc.)
En Sciences cliniques

Le jury est composé des personnes suivantes:

Directeur de recherche : Hélène Corriveau
Directeur de recherche : François Cabana
Examineur interne : Marie-France Dubois
Examineurs externes : Thérèse Audet et Isabelle Gélinas

Le 28 septembre 2007

Méthodologie : Une étude expérimentale visant à déterminer l'effet des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit a été effectuée au Centre de recherche sur le Vieillessement de l'Université de Sherbrooke. Les forces et les temps de freinage ont été mesurés chez quarante-huit sujets sains (25-60 ans) évalués selon trois conditions, soit en portant leurs chaussures de sport habituelles, une botte de marche plâtrée (Delta-Cast Conformable, BSN Medical, Leuven, Belgique) et une botte de marche amovible (Foam pneumatic walker, Aircast, Vista, CA États-Unis). La force et les temps de freinage ont été mesurés à l'aide simulateur de conduite. De plus, un questionnaire sur les variables sociodémographiques, un examen physique sommaire et l'exécution de tests cliniques de «stepping» et de «standing» complétaient l'étude. Chaque sujet accomplissait chacune des évaluations avec les deux types d'immobilisation et ses chaussures habituelles, selon un ordre de passage aléatoire.

Résultats : La moyenne de la force maximale exercée sur la pédale de frein par les sujets avec la botte de marche est inférieure aux moyennes obtenues avec la botte de marche amovible et la chaussure de sport (respectivement 275,4 lb, 287,2 lb et 293,8 lb, $p = 0,001$). Deux différences significatives sont présentes, soit entre la botte de marche et la chaussure de sport (18,4 lb ; $p < 0,001$) et entre la botte de marche et le Aircast (11,8 lb ; $p < 0,001$). Les temps de réaction de freinage mesurés sont, en ordre décroissant, de 619 ms, 609 ms et 580 ms pour le Aircast, la botte de marche et la chaussure de sport respectivement. Deux différences significatives sont présentes, soit entre la chaussure de sport et le Aircast (39 ms, $p < 0,001$) et entre la chaussure de sport et la botte de marche (29 ms, $p < 0,001$). L'étude confirme aussi une corrélation de faible à modérée entre les tests cliniques de «stepping» et de «standing» et le temps de réaction ($p < 0,05$).

Résumé :

Caractérisation des effets des immobilisations orthopédiques sur les performances de conduite lors de tâches en simulateur.

M-A Tremblay M.D.¹, M.Sc., H Corriveau Ph.D.², P Boissy Ph.D.², C Smeeters Ph.D.²,
M Hamel M.Sc.², F Cabana M.D.¹,

1- Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS), 3001, 12^e avenue nord, Sherbrooke, Québec,
Canada. J1H 5N4.

2- Centre de recherche sur le vieillissement, Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke (IUGS).

Problématique : L'utilisation des immobilisations orthopédiques au membre inférieur est bien reconnue pour permettre au corps de prendre le temps de guérir et cela dans la meilleure position possible. Toutefois, l'impact de ces mécanismes de soutien conçu aussi pour permettre la mise en charge est peu connu, en outre, sur la conduite automobile. Il est donc délicat pour les cliniciens et les législateurs d'éclairer adéquatement les patients bénéficiant de ce type de traitement sur leur aptitude à conduire et d'émettre des recommandations appropriées sur la sécurité routière.

Conclusion : Malgré une différence statistiquement significative entre la force de freinage et le temps de réaction avec le port ou non d'une immobilisation orthopédique, cette différence est jugée cliniquement négligeable chez les sujets sains.

Mots clés

Conduite automobile

Simulateur de conduite

Immobilisations orthopédiques

Botte de marche

Temps de freinage

Automobile driving

Computer simulation

Orthotic devices

Casts, Surgical

Braces

Study of the effect of lower limb orthopedic immobilizations of the lower right limb on driving performances

M-A Tremblay M.D.¹, M.Sc., H Corriveau Ph.D.², P Boissy Ph.D.², C Smeeters Ph.D.²,
M Hamel M.Sc.², F Cabana M.D.^{1*},

1- Centre hospitalier universitaire de Sherbrooke (CHUS), 3001, 12^e avenue nord, Sherbrooke, Québec,
Canada. J1H 5N4.

2- Research Centre on Aging, Sherbrooke Geriatric University Institute (IUGS).

Background: Until now no experimental study has evaluated the effect of orthopedic immobilizations of the lower right limb on driving performances. Clinicians and legislators therefore cannot appropriately advise patients with this type of treatment on their driving capabilities and put forth recommendations for road safety.

Methods: An experimental study of the effect of orthopedic immobilizations of the lower right limb on driving performances has been conducted at the Research Center on Aging of the Sherbrooke Geriatric University Institute. The braking capabilities of forty-eight healthy volunteers were tested in three conditions: wearing their usual running shoes and two types of immobilization, namely the walking cast (Delta-Cast Conformable, BSN Medical, Leuven, Belgium) and the foam pneumatic walker (Aircast, Vista, CA). The order in which each condition was tested was randomly determined for each volunteer. A custom driving simulator was used to measure the force applied on the break pedal and the breaking time using the software LabVIEW (National Instruments, Austin, TX). In addition, each volunteer completed a socio-demographic

survey, a brief physical exam and functional performance with two clinical tests («stepping» and «standing»).

Results: The average maximum breaking forces exerted by the volunteers with the walking cast, the foam walker and the shoes are 275.4 lb, 287.2 lb and 293.8 lb respectively. The two significant differences are between the walking cast and the shoes (18.4 lb, $p<0,001$) and between the walking cast and the foam walker (11.8 lb, $p<0.001$). The measured average breaking reaction times are (from the slowest to the fastest) 619 ms, 609 ms, and 580 ms with the foam walker, the walking cast and the shoes respectively. The two significant differences are between the shoes and the foam walker (39 ms, $p<0.001$) and between the shoes and the walking cast (29 ms, $p<0.001$). This work also confirms the correlation between the measured breaking reaction times with immobilizations and the «stepping» and «standing» clinical test results ($p<0.05$).

Conclusion: Although this study observed statistically significant changes in breaking force and reaction time in volunteers wearing two common types of orthopedic immobilizations, their impact is assessed clinically negligible for healthy subjects.

Key words:

Automobile driving

Computer simulation

Orthotic devices

Casts, Surgical

Braces

Table des matières

<i>Résumé :</i>	ii
<i>Table des matières</i>	vii
<i>Liste des tableaux</i>	x
<i>Liste des figures :</i>	xi
<i>Lexique, liste des sigles, abréviations et symboles</i>	xii
<i>Avant-propos :</i>	xiv
CHAPITRE 1 INTRODUCTION	1
CHAPITRE 2 PROBLÉMATIQUE ET APPROCHE CONCEPTUELLE	3
1) PROBLÉMATIQUE	3
2) APPROCHE CONCEPTUELLE	5
CHAPITRE 3 RECENSION DES ÉCRITS	7
1) IMMOBILISATIONS ORTHOPÉDIQUES	7
1a) Définition	7
1b) Types d'immobilisations orthopédiques	8
1c) Impact fonctionnel des immobilisations orthopédiques	8
2) ORTHOPÉDIE ET CONDUITE AUTOMOBILE	9
2a) Avis d'experts	10
2b) Études expérimentales sur la relation entre les affections orthopédiques et la conduite automobile	11
3) ÉTUDE DE L'EFFET DES IMMOBILISATIONS ORTHOPÉDIQUES SUR LA CONDUITE AUTOMOBILE	14
4) LES DIFFÉRENTS PARAMÈTRES DE LA CONDUITE AUTOMOBILE	16
4a) Variables utilisées dans l'étude de la conduite automobile:	16
i Temps de suivi (time headway)	16
ii Distance de suivi (distance headway)	17
iii Temps de suivi préféré	17
iv Temps-avant-collision (time-to-collision)	18
v Relation entre le temps-avant-collision et le temps de suivi	19
vi Temps d'exposition au temps-avant-collision	19
vii Réponse à un stimulus	20
viii Freinage	20
ix Le temps de réaction	22
x Temps de mouvement à chaîne ouverte	22
xi Temps de mouvement à chaîne fermée	23
xii Temps de freinage total	23
xiii Force de freinage maximale	23
4b) Mesure de la performance de conduite	24
i Performance de freinage	25
ii Facteurs altérant les performances de conduite	25
5) INSTRUMENTS DE MESURE UTILISÉS EN CONDUITE AUTOMOBILE	26
5a) Simulation de conduite	27
i Présentation visuelle	28
ii Rétroaction	28
iii Mal du simulateur	29
6) TÂCHES DE TEMPS DE MOUVEMENT (DÉPLACEMENT DU PIED)	30
7) RÉSUMÉ DE LA RECENSION DES ÉCRITS	31
CHAPITRE 4 OBJECTIFS DE RECHERCHE ET MÉTHODOLOGIE	33
1) OBJECTIF DE RECHERCHE	33

1a) Questions de recherche	33
1b) Hypothèses de recherche	34
2) MÉTHODOLOGIE	36
2a) Dispositif de recherche	36
2b) Population	36
2c) Échantillon	36
i Critères d'inclusion	37
ii Critères d'exclusion	38
iii Procédure de recrutement des participants	38
2d) Procédure de la collecte de données	38
2e) Variables et leurs instruments de mesure	45
i Variables indépendantes	45
ii Variables dépendantes	45
I Force de freinage maximale	46
II Les différents temps de freinage d'urgence	47
Début de l'épreuve	47
Début du retrait de l'accélérateur :	48
Retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur	49
Apparition d'une force sur la pédale de frein	50
Temps d'application d'une force de 200 N	51
Temps neurologique	51
Temps de retrait du pied de l'accélérateur	52
Temps de mouvement	52
Temps de mouvement à chaîne ouverte	52
Temps de réaction de freinage	53
Temps total de freinage	53
Nombre d'erreurs commises	54
iii Variables cliniques	54
Caractéristiques sociodémographiques et cliniques (variables-contrôles)	54
2f) Description des instruments de mesure :	55
i Le simulateur	55
ii Tests cliniques	59
Test de «stepping»	59
Test de «standing»	60
iii Caractéristiques sociodémographiques	60
2g) Taille de l'échantillon	61
2h) Analyse statistique	62
2i) Analyse des variables	63
2j) Considérations éthiques	64
CHAPITRE 5 RÉSULTATS	65
1a) Description des participants	65
1b) Résultats de force et temps de freinage	70
i Force de freinage maximale	70
ii Temps neurologique	71
iii Temps de mouvement à chaîne ouverte	72
iv Temps de réaction de freinage	74
v Temps total de freinage	76
vi Nombre d'erreurs commises	78
1c) Évaluation de l'association des variables de temps de freinage et de force avec les variables cliniques ...	78
CHAPITRE 6 DISCUSSION	82
1) ASPECTS MÉTHODOLOGIQUES	82
1a) Validité interne	82
i Dispositif de recherche	82
ii Échantillon et recrutement des participants	83
iii Biais	83
iv Biais de l'expérimentateur	83
v Biais de sélection	84
vi Erreurs systématiques dues à l'instrumentation	85

vii Jugement sur la validité interne de l'étude	85
1b) Validité externe.....	86
1c) Instruments de mesure.....	87
i Pertinence de l'utilisation du simulateur de conduite automobile.....	87
1d) Respect de la procédure d'évaluation.....	89
2) DISCUSSION SUR CHAQUE QUESTION DE RECHERCHE	90
3) COMPARAISON DES RÉSULTATS OBTENUS AVEC LES RÉSULTATS DE LA LITTÉRATURE	94
3a) Différence selon les épreuves avec ou sans attention partagée	94
3b) Comparaison entre les résultats de temps total de freinage et de temps de réaction au freinage par rapport aux données de la littérature	95
4) FORCES ET LIMITES DE L'ÉTUDE	96
5) ÉTAPES À VENIR.....	97
6) RETOMBÉES ÉVENTUELLES DES RÉSULTATS DE CES TRAVAUX	97
CHAPITRE 7 CONCLUSION.....	99
Remerciements.....	100
RÉFÉRENCES	102
Annexe 1 :	105
Questionnaire pour recueillir les données sociodémographiques, les variables contrôles et les variables cliniques.....	105

Liste des tableaux

Tableau 5-1 Variables continues.....	66
Tableau 5-2 Variables catégorielles	67
Tableau 5-3 Impression de conduite avec les immobilisations orthopédiques.....	69
Tableau 5-4 Résultats des analyses statistiques de la force maximale de freinage maximale n = 48 sujets.....	71
Tableau 5-5 Résultats des analyses statistiques du temps neurologique n = 48 sujets.....	72
Tableau 5-6 Résultats des analyses statistiques du temps de mouvement à chaîne ouverte n = 48 sujets.....	73
Tableau 5-7 Résultats des analyses statistiques des temps de réaction de freinage n = 48 sujets.....	75
Tableau 5-8 Résultats des analyses statistiques du temps total de freinage n = 48 sujets.....	77
Tableau 5-9 Résultats du calcul du nombre d'erreurs commises pour chaque variable indépendante pour les 48 sujets	78
Tableau 5-10 Corrélation entre les résultats du test clinique de «stepping», la force et les temps de freinage. n = 48 sujets	80
Tableau 5-11 Corrélation entre les résultats du test clinique de «standing», la force et les temps de freinage. n = 48 sujets.....	81
Tableau 6-1 Distance de freinage en fonction de la vitesse du véhicule.....	91

Liste des figures :

Figure 3-1 Photo d'un Aircast.....	32
Figure 3-2 Photo d'une botte de marche.....	32
Figure 4-1 Affichage lors de la mesure de la force de freinage.....	42
Figure 4-2 Affichage lors de l'épreuve de freinage d'urgence	43
Figure 4-3 Affichage lors de l'épreuve de freinage d'urgence avec attention divisée.....	44
Figure 4-4 Graphique de la position de l'accélérateur (rouge foncé) et de la force appliquée sur le frein (vert) en fonction du temps.....	47
Figure 4-5 Photo du simulateur de conduite.....	57
Figure 4-6 Description de la chaîne d'acquisition.....	58

Lexique, liste des sigles, abréviations et symboles

Aircast: Le mot Aircast sera utilisé dans cet ouvrage pour faciliter la lecture. Il désigne une botte de marche amovible en plastique rembourrée à l'intérieur de styromousse et de coussins pneumatiques afin de faciliter l'ajustement au pied.

Coplanaire: Qui appartient à un même plan.

lb: Unité de mesure de masse du système anglo-saxon (en anglais *pound*, symbole lb) valant 0,453 kilogramme.

Mouvement à chaîne fermée: mouvement durant lequel le membre est fixé. Le mouvement ne peut donc se faire librement dans l'espace puisque certaines contraintes lui sont appliquées. Par exemple, lors de la marche, lorsque le pied frappe le sol et que la jambe propulse le corps vers l'avant, ce mouvement est considéré à chaîne fermée.

Mouvement à chaîne ouverte: mouvement d'un membre durant lequel celui-ci peut bouger librement dans l'espace. Par exemple, lors de la marche, lorsque notre pied vient de quitter le sol pour faire le pas suivant (phase aérienne), ce mouvement est considéré à chaîne ouverte.

ms: Unité de mesure de temps (symbole ms) égale à un millième de seconde.

N : Unité de mesure de force (unité dérivée du Système international, symbole N) égale à la force qui communique à une masse de 1 kilogramme l'accélération de 1 mètre par seconde carrée.

Avant-propos :

Il n'y a qu'une seule raison qui motive notre travail, nos gestes, notre présence aujourd'hui. Cette raison, c'est demain. Demain, d'autres seront là. Leur qualité de vie future dépend directement de nos choix d'aujourd'hui. Alors, en guise de remerciements et de reconnaissances pour les libertés que nous ont offertes nos ancêtres, travaillons ensemble pour la société de demain.

Je suis un jeune médecin me spécialisant en chirurgie orthopédique. J'ai suspendu ma résidence pour réaliser une maîtrise en recherche clinique. Fait ironique, je n'ai jamais aimé l'école. Faut croire que la curiosité peut mener bien plus loin qu'on ne peut l'imaginer.

En fait, je suis une personne comme toi, ayant les mêmes aspirations au bonheur. J'ai des rêves, des ambitions, des échecs, des peurs. J'entendais un sage homme dernièrement qui disait que tous les humains étaient faits de la même terre, et que si nous avions été trempé par la même pluie que celui qui est dans la misère, nous serions devenus aussi vaseux que lui.

Certes, j'ai eu de la chance. Mon entourage m'a donné beaucoup. Demain, ce sera à mon tour de donner le petit coup de pouce à mes proches pour les mener plus loin.

*

Si vous me rencontrez un jour, venez m'aider à faire la chance d'un autre.

CHAPITRE 1 Introduction

L'évolution technique de l'humanité a changé radicalement nos modes de vie. Le territoire parcouru à pied par nos ancêtres pour chasser le gibier est peut-être identique à la distance qui sépare notre logis de l'épicerie, mais notre intellect la perçoit maintenant insignifiante : le pied du roi a perdu de sa magnificence au gré des découvertes scientifiques.

Le monde médical n'a pas été épargné par cette évolution : le scalpel gamma, la télémédecine, autant de découvertes qui font maintenant partie du quotidien. Par contre, plusieurs principes ancestraux ont survécu aux temps nouveaux. La guérison du corps est certes supportée par la connaissance actuelle, mais il faut toujours garder en tête que c'est le temps et le corps qui terminent le travail.

L'orthopédie n'échappe en rien à cette dernière réalité : c'est pourquoi les spécialistes utilisent encore de nos jours les immobilisations pour permettre au corps de prendre le temps de guérir, et ce dans la meilleure position possible. L'impact fonctionnel de ces armes thérapeutiques varie selon leur type. Il est facile à conceptualiser que d'avoir les deux bras pris dans un plâtre est beaucoup plus contraignant que de porter un bandage élastique autour du genou. Cependant, il est plus difficile d'imaginer qu'une simple orthèse au membre inférieur droit permettant la marche, pourrait nous retourner à la fin du 18^e siècle, c'est-à-dire sans pouvoir conduire une automobile.

Outre cette introduction, ce mémoire comporte six autres chapitres. Le chapitre qui suit présentera la problématique et l'approche conceptuelle. Le troisième chapitre couvrira la recension des écrits. Cette dernière mettra l'emphasis sur les effets des problèmes orthopédiques sur la conduite automobile et sur les méthodes d'évaluation de la conduite automobile. Le quatrième chapitre décrira les objectifs et la méthodologie. Au cinquième chapitre seront étayés les résultats obtenus lors de l'expérimentation. Au sixième chapitre s'entamera la discussion et l'interprétation des résultats de l'étude. Enfin, au septième chapitre, la conclusion réitérera les grandes lignes de l'étude en pointant les nouvelles cibles à explorer.

CHAPITRE 2 Problématique et approche conceptuelle

1) PROBLEMATIQUE

L'utilisation des immobilisations orthopédiques au membre inférieur est bien reconnue comme traitement de plusieurs pathologies du pied, de la cheville et de la jambe. Cependant, l'étendue des connaissances sur l'impact fonctionnel de ces mécanismes de soutien conçus pour permettre la mise en charge en est tout autre. Entre autre, l'effet du port de ces mécanismes de soutien sur la qualité de la conduite automobile n'a pas été étudié. Pire encore, il n'a pas été légiféré. Le fardeau décisionnel de trancher si le malade pourra ou non conduire avec une immobilisation orthopédique au membre inférieur repose donc sur chaque médecin selon son jugement et son expertise. «Docteur, puis-je conduire avec ce plâtre?» Cette interrogation fréquente des malades aux prises avec leur pathologie reste sans réponse.

L'utilisation d'immobilisation orthopédique est usuelle dans la population. Cependant, la venue de nouvelles techniques d'ostéosynthèse (stabilisation interne de l'os en utilisant divers matériaux et composantes) et l'augmentation de l'incidence de maladies atteignant les membres inférieurs tel le diabète créent autant d'opportunités, pour les cliniciens, de prescrire des immobilisations permettant la marche, comme les orthèses de marche amovibles et la botte de marche. Ces techniques d'immobilisation sont très usitées car elles limitent beaucoup moins les activités des patients. (Armstrong et al., 2005) Dans un cadre biopsychosocial où le médecin joue un rôle clé dans la réduction des atteintes fonctionnelles du patient, le choix d'une immobilisation « driver-

friendly» peut s'avérer capital pour le plan de soins du malade. Ceci est d'autant plus véridique dans cette ère de virage ambulatoire où les besoins de transport des patients pour leur approvisionnement en médicaments et en nourriture, ou pour leurs déplacements vers d'autres intervenants en soins de santé doivent être comblés par l'utilisation de la voiture nécessitant ainsi le maintien de la permission à conduire.

Les études portant sur les implications de problèmes orthopédiques sur la conduite automobile sont très restreintes. En somme, seules quelques affections orthopédiques ont été étudiées. Par exemple, MacDonald et Owen (1988) ont étudié l'effet d'un remplacement articulaire de la hanche sur la conduite automobile. Nguyen *et al.* (2000) ont étudié les temps de réaction avant et après la reconstruction d'un ligament croisé antérieur. Ces derniers suggèrent que les patients devraient attendre six semaines après l'opération avant de recommencer à conduire. Hau *et al.* (2000), quant à eux, ont étudié l'effet d'une arthroscopie au genou droit sur les temps de réaction au freinage. Ils suggèrent d'attendre au moins une semaine postopératoire avant le retour à la conduite. De plus, ils suggèrent de faire le suivi avec une épreuve clinique de «standing» et de «stepping» afin de documenter l'amélioration des temps de mouvement des membres inférieurs nécessaire au retour à une conduite sécuritaire. Ainsi, jusqu'à maintenant, aucune étude expérimentale n'a évalué l'impact des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur la conduite automobile.

Au Québec, la Société de l'assurance automobile du Québec (SAAQ) n'a aucune donnée sur les impacts d'une immobilisation sur la conduite automobile. Un seul accident de la route a été répertorié alors que le conducteur portait une immobilisation orthopédique. Le rapport du coroner stipule qu'il est possible que l'immobilisation ait joué un rôle lors de l'accident. Il conclut

d'ailleurs à la nécessité de légiférer pour ce problème. (Bureau du Coroner, 2005) Le bureau d'assurance du Canada n'a, lui aussi, aucune donnée sur les immobilisations orthopédiques et la conduite automobile. Il est donc délicat pour les cliniciens et les législateurs d'éclairer adéquatement les patients bénéficiant de ce type de traitement sur leur aptitude à conduire et d'émettre des recommandations appropriées sur la sécurité routière. Une étude expérimentale visant à établir l'impact de différentes immobilisations orthopédiques, particulièrement en contexte de conduite automobile, s'avère donc une nécessité. Cette recherche constitue une étude-pilote afin d'évaluer l'impact de différentes immobilisations orthopédiques sur les performances de freinage en situation de conduite simulée. Les bases de celle-ci serviront d'ancrage aux futures études sur l'impact des pathologies du membre inférieur sur la conduite automobile réelle.

2) APPROCHE CONCEPTUELLE

Le cadre conceptuel utilisé pour concilier les évaluations des facteurs de risque et les interventions pour prévenir les accidents routiers est basé sur une matrice développée par Haddon (1980). Celui-ci a conçu une matrice dans le but d'expliquer les blessures routières qui permet de considérer la séquence temporelle de l'évènement, c'est-à-dire d'analyser les facteurs qui entrent en cause avant, pendant et après l'accident, afin de développer des interventions spécifiques. (Beaulne, 1991, 1997; Haddon, 1980; Robertson, 1986) En fait, les travaux de Haddon (1999) ont permis d'utiliser une approche étiologique plutôt que seulement descriptive de l'accident. Plus spécifiquement, selon ce cadre conceptuel les mesures de prévention des blessures liées aux accidents sont réparties en deux axes, soit l'axe factoriel et l'axe temporel. L'axe factoriel réfère

aux trois niveaux d'intervention sur les facteurs de risque d'accident soit: l'individu au niveau de ses facteurs de risque, de ses habitudes de vie et de ses comportements; l'environnement physique et technologique; et l'environnement socio-économique qui fait appel aux améliorations politiques et publiques comme les réglementations. L'axe temporel réfère aux phases de l'évènement soit : avant l'évènement alors que l'on vise la prévention de l'accident; pendant l'évènement alors que l'on vise à mettre en place des mesures qui protègent la personne et préviennent les blessures; et après l'accident, alors que l'on vise à prévenir les séquelles. En résumé, ce cadre conceptuel permet de distinguer les mesures qui tendent à prévenir l'accident, alors que d'autres visent à prévenir les blessures ou en réduire la sévérité. (Haddon, 1999) C'est donc sur la phase avant l'événement dans l'axe temporel et au niveau de l'environnement technologique dans l'axe factoriel que se situe la présente étude. En d'autres termes, est-ce que l'immobilisation orthopédique influence les caractéristiques internes de l'individu, modifiant ainsi les forces de freinage?

CHAPITRE 3 Recension des écrits

Cette recension des écrits débute d'abord par un résumé du concept d'immobilisation orthopédique et par une couverture de la littérature concernant les enjeux orthopédiques face à la conduite automobile. Suivra ensuite une description des différentes variables utilisées dans l'étude de la conduite automobile. Puis, il y aura un résumé des instruments utilisés dans l'étude de la conduite automobile, et particulièrement de l'utilisation des simulateurs de conduite. S'enchaînera ensuite la description des tâches utilisées pour mesurer les variables de la conduite automobile. Finalement, un résumé de la recension viendra clore ce chapitre.

1) IMMOBILISATIONS ORTHOPEDIQUES

1a) Définition

Les immobilisations orthopédiques sont des dispositifs temporaires servant à corriger, à maintenir une correction ou à stabiliser une affection donnée. L'objectif de l'utilisation d'une immobilisation orthopédique est simple : stabiliser le segment d'un membre ou d'une articulation en minimisant les forces déformantes appliquées sur ceux-ci. Par exemple, une fracture est généralement stabilisée en immobilisant l'articulation proximale et distale au site de la lésion afin d'éviter le déplacement des fragments brisés. La position des différents segments du membre lors de la confection de l'immobilisation permet d'éviter ou de réduire l'ankylose et les stress

biomécaniques. Étant donné que les immobilisations orthopédiques pallient à une déficience du système locomoteur sans constituer un élément de remplacement, elles peuvent donc être appelées orthèses. Chaque type d'immobilisation a ses avantages et ses inconvénients et doit être judicieusement choisi pour répondre à l'objectif visé. Par exemple, une fracture du radius distal pourra être immobilisée en stabilisant à la fois le poignet (avec la main déviée du côté de l'auriculaire et vers la paume) et le coude (flexion à quatre-vingt-dix degrés) en utilisant un matériel rigide comme le plâtre de Paris.

1b) Types d'immobilisations orthopédiques

Il existe un nombre grandissant d'immobilisations orthopédiques. Celles-ci peuvent être subdivisées de plusieurs façons, soit par le segment immobilisé (poignet, cheville, jambe...), soit par les qualités du matériel (souple, rigide), soit par le type de matériel (plâtre de Paris, résine synthétique, mousse, plastique, tissus, bandage élastique...), soit en déterminant si elles sont invasives ou non-invasives (fixateur externe ou plaque et vis internes installés en salle d'opération versus botte de marche fabriquée en clinique externe). Certaines de ces immobilisations ont aussi la caractéristique d'être amovible, permettant ainsi un regain de mobilité plus précoce.

1c) Impact fonctionnel des immobilisations orthopédiques

Les prothèses, appareils servant à remplacer la fonction d'une partie anatomique du corps humain, font régulièrement l'objet d'étude sur le plan fonctionnel de l'humain puisqu'elles

demeurent permanentes dans la vie d'une personne. Au contraire, les orthèses, appareils qui aident une partie anatomique à maintenir ses fonctions, sont peu étudiées puisqu'elles sont généralement temporaires. C'est aussi le cas des immobilisations orthopédiques. Il est facile de s'imaginer que le fait d'avoir les deux membres inférieurs complètement immobilisés nuit indéniablement à la capacité de se déplacer. Mais qu'en est-il de l'utilisation d'une botte plâtrée et d'un Aircast sur la déambulation? Waters *et al.* (1982) ont démontré que la quantité d'énergie nécessaire au déplacement sans aide avec une immobilisation du membre inférieur pour laquelle la mise en charge complète est autorisée est similaire à la marche normale. Cependant, la vitesse de marche diminue en fonction des limitations de mouvement des différentes articulations, passant de 78 mètres par minute chez le sujet sans plâtre à 70 mètres par minute avec une botte de marche. Cependant, les orthèses d'immobilisation moins contraignantes ne diminuent pas la vitesse de la marche comparativement à la botte plâtrée puisqu'elles affectent moins le patron de marche. (Pollo et al., 1999)

2) ORTHOPEDIE ET CONDUITE AUTOMOBILE

Peu d'études scientifiques ont évalué l'effet des conditions orthopédiques temporaires sur la conduite automobile. La plupart d'entre elles repose sur des avis d'experts plutôt que sur des devis de type expérimental. Rees et Sharp (2002) dans leur étude sur la sécurité de la conduite automobile après fractures communes des membres mettent en évidence la pauvreté des lignes directrices et présentent des avis médicaux d'experts qui divergent sur les capacités de leurs patients.

Dans cette section, les avis des experts et les études expérimentales sur la relation entre les affections orthopédiques et la conduite automobile seront présentés.

2a) Avis d'experts

Afin de donner des lignes directrices concernant la conduite automobile et les immobilisations plâtrées, plusieurs experts se sont penchés sur la question. Tout d'abord, au Canada, l'édition la plus récente (7^e édition) du guide de l'association médicale canadienne, dans la section sur les atteintes musculosquelettiques, affirme qu'il est contre-indiqué à tout patient portant une immobilisation orthopédique de conduire une automobile. Cette affirmation est directement en lien avec le rapport du coroner du Québec (Bureau du Coroner, 2005), qui demandait une législation en matière de conduite automobile avec une immobilisation orthopédique suite au seul accident répertorié dans la province impliquant un conducteur qui opérait son véhicule le membre inférieur droit plâtré. Malheureusement, aucune étude scientifique ne vient appuyer cet avis.

Giddins et Hammerton (1996), quant à eux, ont mené en Angleterre une enquête auprès des différentes compagnies d'assurance et de l'Association des assureurs britanniques (Association of British Insurers) qui visait à analyser les aspects médico-légaux et les conséquences sur les assurances automobiles de la conduite avec une immobilisation orthopédique. Un questionnaire a été envoyé aux compagnies d'assurance et à l'Association des assureurs britanniques. Deux obligations en sont ressorties : les conducteurs doivent aviser les autorités s'ils sont aux prises avec un handicap progressif, et les médecins doivent faire de leur mieux dans l'évaluation de l'aptitude à conduire, sans pour autant se prononcer clairement s'ils n'ont pas les outils nécessaires pour le faire. Une mise à jour de cette dernière étude (Nunez & Giddins, 2004)

n'apporte pas plus de réponses à la question : «Docteur, quand pourrai-je conduire?». Une autre enquête anglaise menée par Rees et Sharp (2002) visait à établir les lignes directrices sur le retour à une conduite sécuritaire après une fracture des membres. Un questionnaire postal incluant différents scénarios de fractures a été envoyé aux policiers, aux orthopédistes, aux compagnies d'assurance ainsi qu'à l'équivalent anglais de la SAAQ. Il en résulte des avis très divergents. Une tendance générale semble toutefois émerger de cette enquête, à savoir que si l'individu est capable de faire une mise en charge complète sur le membre affecté, il pourrait conduire. Finalement, Von Arx, *et al.*, (2004) également d'Angleterre, ont mené une enquête visant, non seulement, à décrire la pratique courante des médecins envers la conduite avec une immobilisation orthopédique mais aussi à clarifier l'instance légale et en faire des recommandations. Un questionnaire postal comprenant différents scénarios de fractures a été envoyé aux policiers, aux orthopédistes et aux compagnies d'assurance. Malgré des avis également divergents sur le sujet, les résultats tendent à démontrer que seuls les médecins sont aptes à prendre une décision sur la pertinence à conduire avec une immobilisation orthopédique, sans pour autant donner d'indications face aux recommandations.

2b) Études expérimentales sur la relation entre les affections orthopédiques et la conduite automobile

Quelques études expérimentales ont été réalisées afin de déterminer le retour à une conduite sécuritaire de patients ayant nécessité des traitements orthopédiques. La majorité de ces études ciblent les domaines de l'arthroscopie et de l'arthroplastie donc, sans la prescription d'immobilisation orthopédique. Par exemple, MacDonald et Owen (1988), ont étudié les temps de réaction lors du freinage d'urgence chez des patients opérés pour une arthroplastie de la hanche

afin d'évaluer l'aptitude à conduire en période postopératoire. L'étude a été réalisée sur un simulateur de conduite avec transmission automatique (base fixe, simulation simple) chez 22 patients ayant bénéficié d'une arthroplastie dont 12 droites (8 hommes, 4 femmes, âge moyen de 61 ans), 9 gauches (7 hommes, 2 femmes, âge moyen de 58 ans) et un sujet opéré des deux côtés. De plus, un groupe contrôle composé de 15 sujets sains (9 hommes, 6 femmes, âge moyen de 53 ans) ont été investigués en une seule occasion. Les résultats de cette étude expérimentale démontrent que si l'arthroplastie est effectuée sur le membre inférieur droit (transmission automatique), le patient peut conduire dès la huitième semaine postopératoire même si la majorité de ceux-ci ont encore des temps de réaction supérieurs à ceux préopératoires. Hau *et al.* (2000) ont étudié expérimentalement l'effet d'une arthroscopie ($n = 30$) sur les temps de réaction lors du freinage en conduite automobile en comparaison avec des sujets normaux ($n=25$) dans le but d'estimer la durée de la période postopératoire durant laquelle les patients ne devraient pas conduire. Les sujets étaient évalués avant l'opération et aux deuxième, quatrième, sixième et huitième semaines après. Les résultats de leur étude suggèrent d'attendre au moins une semaine après l'intervention chirurgicale avant le retour à la conduite puisque la majorité de leurs patients ont accompli des temps de réaction inférieurs à ceux préopératoires entre une et quatre semaines postopératoire. Cette amélioration pourrait s'expliquer par une augmentation du degré d'attention liée à la nouveauté de conduire avec un plâtre. De plus, ils suggèrent de faire le suivi des patients à l'aide des épreuves cliniques de «standing» et de «stepping» puisqu'ils ont noté une bonne corrélation entre les résultats de ces test cliniques avec le temps de réaction obtenu (coefficient des rangs de Spearman entre -0,45 et -0,79 ($p < 0,001$) et -0,45 et -0,70 ($p < 0,001$) respectivement). Nguyen *et al.* (2000) ont évalué les temps de réaction avant et après une reconstruction ligamentaire du genou chez 73 patients et 25 sujets normaux dans le but d'estimer la durée de la période postopératoire durant laquelle les patients ne devraient pas conduire. Ils

suggèrent que les patients doivent attendre six semaines après l'intervention chirurgicale du côté droit avant de recommencer à conduire pour une opération au genou droit puisque après cette période, 75% des patients ont recouvré leur temps de réaction préopératoire. Les patients qui ont bénéficié d'une reconstruction du ligament croisé antérieur gauche peuvent quant à eux réintégrer la conduite deux semaines après l'intervention s'ils possèdent une automobile à transmission automatique, sinon, ils peuvent reconduire dès qu'ils sont capables d'utiliser la pédale d'embrayage. Cette étude a également démontré une association entre les résultats des épreuves cliniques de «stepping» et de «standing» et les résultats des temps de réaction (coefficient de corrélation des rangs de Spearman entre -0,468 et -0,786 ($p < 0,002$) et entre -0,398 et -0,553 ($p < 0,011$) respectivement). Egol *et al.* (2003) ont étudié expérimentalement, en utilisant un simulateur de conduite, la capacité d'un sujet à recouvrer ses capacités à la conduite automobile après un traitement chirurgical de fractures de la cheville suivi d'une immobilisation sans mise en charge. Leur population était constituée d'un échantillon de 31 patients avec fracture (18 hommes et 10 femmes; moyenne d'âge de 38 ± 13 ans; moyenne 17 ± 12 années d'expérience de conduite) comparé à un échantillon de 11 volontaires sains (6 hommes et 5 femmes; âge moyen de 31 ± 9 ans; moyenne de 13 ± 9 années d'expérience de conduite). Fait important, ils ont ainsi démontré qu'il fallait attendre trois semaines après le retrait du plâtre, suite aux six semaines d'immobilisation postopératoire, pour retrouver des temps totaux de freinage acceptables.

3) ETUDE DE L'EFFET DES IMMOBILISATIONS ORTHOPEDIQUES SUR LA CONDUITE AUTOMOBILE

Pour les membres inférieurs, il n'y a aucune étude évaluant l'impact des immobilisations orthopédiques permettant la marche sur la conduite automobile. Pour ce qui est des membres supérieurs, Blair *et al.* (2002) ont étudié l'impact de trois immobilisations orthopédiques aux membres supérieurs sur la conduite automobile. Dans cette étude, un seul conducteur s'est autoévalué sur 6 paramètres de conduite selon trois types d'immobilisations. L'immobilisation était faite au membre supérieur gauche et droit alternativement. Selon leur évaluation, le plâtre anté-brachial (Colles) ne limite pas les capacités à changer les vitesses, tourner le volant, manier les indicateurs et le klaxon, conduire en marche arrière, utiliser le frein à main (si l'espace nécessaire est suffisant) et la conduite en milieu urbain. Les deux autres types d'immobilisation (plâtre de scaphoïde immobilisant le pouce et plâtre de Bennett immobilisant l'avant-bras et le bras) limitent les capacités de conduire. Par contre, Kalamaras *et al.* (2006) ont étudié plus profondément la question en basant leurs résultats sur la triangulation de trois modes d'évaluation. La première méthode consistait à envoyer un questionnaire pour quantifier le nombre des patients portant des immobilisations orthopédiques aux membres supérieurs qui conduisent leur automobile. La deuxième méthode consistait à une évaluation, par un instructeur d'une école de conduite et par un ergothérapeute, de différentes immobilisations, soit un plâtre court et un plâtre long du membre supérieur gauche et droit, portées alternativement par l'auteur de l'étude. Enfin, la troisième méthode comprenait une recension des écrits ainsi que le résumé d'une discussion avec les représentants du gouvernement et des milieux des assurances. En résumé, cette étude suggère que les patients ne devraient pas conduire avec l'une ou l'autre de ces immobilisations plâtrées du membre supérieur puisqu'elles sont jugées nuisibles lors de

l'évaluation. Cependant, le questionnaire montre au contraire que la moitié des malades conduisent avec leur immobilisation au membre supérieur.

Les conclusions de ces différentes études sur les affections orthopédiques et la conduite automobile restent très discutables par l'évaluation plutôt subjective qu'objective du phénomène. Malgré les différences statistiquement trouvées sur les tâches de temps de réaction et de temps de mouvement mesurées, comment est-il possible de valider cette différence d'un point de vue clinique. En effet, au Québec, la Société de l'assurance automobile du Québec qui régit les privilèges de conduite n'a pas de norme spécifique sur la capacité de conduire, particulièrement en ce qui concerne les temps de réaction, les temps de mouvement, et autres tâches de la conduite automobile. Par exemple, l'évaluation des personnes amputées, soit après l'appareillage d'une prothèse ou l'adaptation du véhicule par un système permettant de surmonter le handicap, se fait non pas sur une étude de tâches de temps de réaction et de temps de mouvement, mais plutôt sur une évaluation globale de la capacité à conduire dans des conditions normales par des tests physiques et un test de conduite réelle réalisé par des physiothérapeutes, des ergothérapeutes et des évaluateurs de conduite.

Cependant, pour bien comprendre le problème des immobilisations orthopédiques et la conduite automobile, il faut d'abord comprendre différents concepts de la conduite automobile. Les paragraphes suivants tenteront d'améliorer la connaissance de ces concepts.

4) LES DIFFERENTS PARAMETRES DE LA CONDUITE AUTOMOBILE

La conduite automobile constitue un ensemble stratégique de tâches pour se rendre du point A au point B en évitant les collisions entre le véhicule utilisé et les autres objets de l'environnement. Quelques-unes de ces stratégies sont: la vitesse, le temps de suivi, la distance de suivi et le freinage. L'analyse de la performance de conduite est très vaste. En effet, la conduite nécessite à la fois une acquisition active neurosensorielle de la vue, l'ouïe, l'odorat (parfois), du toucher, de la proprioception et du système vestibulaire et un traitement cérébral de cette information afin de produire une réponse motrice. En recherche automobile, plusieurs concepts ont été utilisés pour étudier le comportement des conducteurs. Cependant, la définition de ces concepts varie d'un auteur à l'autre. Pour bien comprendre chacun d'eux, la prochaine section dressera une liste de ces concepts, de leur signification selon les auteurs de même que des facteurs pouvant les influencer.

4a) Variables utilisées dans l'étude de la conduite automobile:

i Temps de suivi (time headway)

Fuller (1981) a défini le temps de suivi comme étant l'intervalle de temps entre deux véhicules. Il est calculé en prenant la distance de suivi divisée par la vitesse du véhicule qui suit en mètre par seconde. Vogel (2003), quant à lui, a défini le temps de suivi comme étant le temps que prennent deux véhicules pour passer le même point. Cette définition se résume par l'équation suivante :

$$H = t_i - t_{i-1}$$

où H est le temps de suivi, t_i est le temps où le véhicule meneur a passé un point x et t_{i-1} le temps où le véhicule suiveur a passé ce même point x . Van Winsum et Brouwer (1997) a identifié que le temps de suivi est indépendant de la vitesse du véhicule suivi, mesuré à 40, 50, 60 et 70 km/h).

ii Distance de suivi (distance headway)

Fuller (1981) a défini la distance de suivi comme étant la distance physique entre le pare-choc arrière du véhicule meneur et le pare-choc avant du véhicule suiveur. Van Winsum et Brouwer (1997) ont, de manière statistiquement significative, établi que la distance de suivi augmente avec la vitesse du véhicule suivi.

iii Temps de suivi préféré

Le temps de suivi préféré est le temps que laisse habituellement chaque conducteur entre son véhicule et le véhicule suivi. Van Winsum et Brouwer (1997) ont établi que le temps de suivi préféré avait un grand effet sur le temps total de mouvement du pied (somme du temps de mouvement à chaîne ouverte (mouvement d'un membre durant lequel celui-ci peut bouger librement dans l'espace) et du temps de mouvement à chaîne fermée (mouvement durant lequel le membre est fixé)). Les conducteurs conduisant avec un temps de suivi préféré plus court génèrent un freinage plus intense et sont plus habiles dans les tâches de freinage d'urgence. (Van Winsum & Heino, 1996) Ces auteurs ont aussi établi que le temps de suivi préféré était constant peu

importe la vitesse du véhicule simulé conduit. (Van Winsum & Heino, 1996). De plus, ils ajoutent que les conducteurs ayant un temps de suivi préféré plus court ne diminuent pas nécessairement le temps de réaction en fonction du temps-avant-collision au moment du stimulus.

iv Temps-avant-collision (time-to-collision)

Vogel (2003) détermine le temps-avant-collision comme le temps pour que le véhicule suiveur parcoure la distance le séparant du véhicule meneur si les vitesses des deux véhicules ne changent pas. Le temps-avant-collision est inversement proportionnel à la vitesse relative entre les véhicules : il tend vers l'infini si cette vitesse est inférieure ou égale à zéro. L'équation mathématique suivante résume cette définition :

$$TAC_i = \frac{X_{i-1}(t) - X_i(t) - l_i}{\bar{x}_i(t) - \bar{x}_{i-1}(t)} \quad \forall \text{ si } \bar{x}_i(t) > \bar{x}_{i-1}(t)$$

où \bar{x}_i est la vitesse du véhicule i , X_i la position du véhicule i , l_i la longueur du véhicule i et le véhicule $i - 1$ est le véhicule suiveur. Cette même définition est retrouvée dans l'étude de Minderhourd et Bovy (2001). Hyden (1996) ajoute, sur le temps-avant-collision, qu'il correspond à un temps "t" définissant le temps restant jusqu'à la collision entre deux véhicules si la direction et la vitesse des deux véhicules sont maintenues. L'estimation du temps-avant-collision est affectée par plusieurs variables, dont la vitesse relative, la distance de suivi, la vitesse angulaire et le temps de visionnement. Selon Hoffmann et Mortimer (1994), si la vitesse angulaire est plus grande que la valeur seuil de 0,0027 radians/seconde, l'estimation du temps-avant-collision est

juste. Par contre, si cette valeur est moindre, les autres paramètres prennent de l'importance. Plus le temps-avant-collision est court, plus il est calculé fidèlement. Plus la vitesse relative (vitesse de rapprochement entre le véhicule suivi et le véhicule suiveur) est grande, plus le temps-avant-collision est calculé fidèlement. Enfin, plus la distance de suivi est courte, plus l'estimé du temps-avant-collision est exact. Il est aussi à noter que pour détecter les changements fins, il faut que le temps de visionnement soit plus grand.

v Relation entre le temps-avant-collision et le temps de suivi

Vogel (2003) a établi que le temps-avant-collision est indépendant du temps de suivi. En effet, si deux véhicules vont dans une même direction à des vitesses identiques, le temps de collision est égal à l'infini. Le temps-avant-collision ne peut pas, dans des circonstances de deux véhicules qui se suivent, être plus petit que le temps de suivi à moins que les deux véhicules aient des vitesses de direction opposée. Un temps de suivi court peut produire beaucoup plus facilement des temps-avant-collision courts. Donc, un temps de suivi court est un danger potentiel de collision. Un temps-avant-collision, quant à lui, est un danger imminent de collision. Ces faits sont aussi expliqués par Van Winsum et Heino (1996).

vi Temps d'exposition au temps-avant-collision

Minderhoud et Bovy (2001) ont détaillé ce nouveau concept d'indicateur de sécurité.

Les habiletés psychomotrices de chaque individu font varier les stratégies de conduite utilisées. Par exemple, Van Winsum (1998) a démontré que les conducteurs qui utilisent un temps de suivi normal (0,8 à 1,2 secondes) s'adaptent plus rapidement aux variations de vitesse des véhicules via deux stratégies. Ils changent plus rapidement l'allure de leur voiture tout en gardant une distance plus constante entre les véhicules grâce à un dosage plus optimal de la réponse de freinage en fonction de l'intensité que la situation demande. Pour identifier expérimentalement le temps de suivi préféré des conducteurs, Van Winsum et Heino (1996) a créé un test exécuté à l'aide de photographies permettant d'estimer cette valeur d'une manière reproductible.

vii Réponse à un stimulus

Osmon (2003) décrit la réponse d'un automobiliste à un stimulus selon plusieurs paramètres : la détection, l'identification, la décision et la réponse. De plus, tous ces éléments sont influencés par des variables tels l'âge et le sexe, la différence entre le jour et la nuit, la fatigue, la médication et la capacité cognitive d'un individu.

viii Freinage

Le freinage est une entité comportant plusieurs variables. C'est pourquoi il a été divisé en plusieurs composantes afin de mieux comprendre et comparer chacune de ces variables.

Van Winsum et Brouwer (1997) ont divisé la réponse de freinage en trois différentes parties : *le temps de réaction, le temps de mouvement à chaîne ouverte et la réponse motrice à chaîne*

fermée. Le temps de réaction est défini comme l'intervalle entre le stimulus (dans son étude c'est l'auto suivie qui commence à freiner) et le retrait du pied sur l'accélérateur. *Le temps de mouvement à chaîne ouverte* est le temps entre le retrait complet du pied de l'accélérateur jusqu'au moment où la pédale de frein est touchée. La réponse motrice à chaîne fermée est la phase durant laquelle le sujet utilise la rétroaction du stimulus visuel pour contrôler la réponse de freinage.

Egol *et al.* (2003), quant à eux, ont divisé le temps de freinage en cinq phases. *Le temps de réaction initial* est le temps entre l'apparition du stimulus et le début du mouvement du pied en vue de freiner; *le temps de mouvement du pied* est le temps entre le début d'initiation du mouvement du pied pour le retirer de l'accélérateur jusqu'au contact du pied avec le frein; *le temps de réaction de freinage* étant le temps entre le stimulus et le contact du pied avec le frein; *le temps de course du frein* est le temps entre le contact du pied avec la pédale de frein et la fin de la course de la pédale de frein.

Le temps de mouvement entre le déplacement du pied de la pédale d'accélérateur à la pédale de frein est influencé par la position de ces deux pédales. En effet, Morrison *et al.* (1986) ont identifié que si la pédale de frein est soit coplanaire ou soit plus loin du conducteur que la pédale d'accélérateur, le temps de transfert du pied sera plus court que si elle est plus proche du conducteur. Cet effet est d'ailleurs plus significatif chez la femme.

ix Le temps de réaction

La définition du temps de réaction diffère entre les auteurs. Van Winsum et Heino (1996) ont défini cette variable comme l'intervalle entre le stimulus suggérant le besoin d'un freinage jusqu'à ce que la pédale de frein soit touchée. Selon Van Winsum et Brouwer (1997), le temps de réaction est indépendant du temps de suivi préféré. De plus, Van Winsum et Heino (1996) ajoutent que plus le temps-avant-collision au moment où le stimulus apparaît est court, plus le temps de réaction est court. Le temps de réaction se disperse selon une distribution lognormale. (Taoka, 1989) Le temps de perception-réaction augmente avec la distance de suivi. (Liebermann et al., 1995) De plus, si le véhicule meneur décélère (vrai freinage), le temps de perception-réaction est plus court que s'il y a fausse alerte (lumières de frein du véhicule meneur s'allument sans réelle décélération).

x Temps de mouvement à chaîne ouverte

Van Winsum et Brouwer (1997) ont établi que le temps de mouvement à chaîne ouverte était fortement relié au temps-avant-collision lorsque l'accélérateur vient d'être relâché (après le temps de réaction) : la vitesse du déplacement du pied à effectuer la tâche de freinage générée par la programmation motrice du système nerveux central est reliée aux paramètres de temps-avant-collision obtenus par l'analyse des paramètres de vitesse et d'accélération. Cependant, le temps de déplacement du pied entre l'accélérateur et le frein est lui indépendant du temps-avant-collision : il est influencé par le temps de suivi préféré. Plus le temps de suivi préféré est long, plus le temps du transfert du pied entre les deux pédales est long. Selon Liebermann *et al.* (1995), le temps de déplacement entre le retrait du pied de l'accélérateur et la pédale de frein augmente si

la distance de suivi augmente. De plus, si le véhicule-meneur se rapproche (vrai condition de freinage), le temps de mouvement du pied est plus court que s'il y a fausse alerte (lumière de frein du véhicule s'allume sans freinage réel). Le temps de mouvement de cette étude était, dans la situation la plus courte, d'une moyenne de 229 millisecondes, avec un écart-type de 62 millisecondes.

xi Temps de mouvement à chaîne fermée

Selon Van Winsum et Brouwer (1997), le temps de mouvement à chaîne fermée est fortement relié au nombre de corrections du mouvement (adaptation de la force de freinage en fonction de la dynamique du stimulus). Le temps de suivi préféré influence aussi positivement ce temps.

xii Temps de freinage total

Egol *et al.* (2003) ont calculé le temps de freinage total à partir du stimulus jusqu'à ce que la pédale de frein soit totalement enfoncée. Le temps moyen des 11 sujets du groupe-contrôle était de 1079 ms \pm 165.

xiii Force de freinage maximale

Van Winsum et Heino (1996) ont démontré que les personnes ayant un temps de suivi préféré plus court ont une puissance de freinage plus grande. Cette force de freinage est représentée par le pourcentage de dépression de la pédale de frein plutôt que par la pression appliquée à celle-ci.

De plus, ils ont établi qu'un temps-avant-collision plus court augmente la force maximale de freinage

4b) Mesure de la performance de conduite

L'analyse de la performance de conduite est très vaste. En effet, la conduite nécessite à la fois une acquisition active neurosensorielle de la vue, l'ouïe, l'odorat (parfois), du toucher, de la proprioception et du système vestibulaire et un traitement cérébral de cette information afin de produire une réponse motrice pour diriger le véhicule du point A au point B sans accident. À chacune de ces étapes se retrouve une série de tâches complexes pouvant être décortiquées en tâches simples, et ainsi mesurées. La performance à chacune de ces tâches est importante dans l'évaluation de la conduite globale sans pour autant être directement proportionnelle à la performance globale : la conduite automobile regroupe un ensemble de stratégies propre à chaque individu (Olson, 2003). Ainsi, une personne atteinte de cataracte, qui est plus facilement éblouie le soir par les phares des véhicules venant en sens inverse, conduira plutôt le jour pour pallier à ce handicap. Plusieurs outils existent donc pour mesurer les tâches simples de conduite automobile. Par exemple, au Québec, les ergothérapeutes utilisent des outils pour l'évaluation cognitive (MMSE, Trail B, test de l'horloge, Instruments d'évaluation de l'aptitude à conduire en cas de démence (Association, 2006)), des outils pour mesurer le balayage visuel et la reconnaissance visuelle afin de déterminer l'aptitude à conduire.

Une immobilisation orthopédique ne vient pas en soi gêner l'acquisition des informations visuelles, olfactives et auditives d'une personne. Elle ne vient pas non plus diminuer la capacité

de proprioception d'un membre. Cependant, elle peut altérer la dynamique et la coordination musculaires pour réaliser une tâche.

i Performance de freinage

Van Winsum et Heino (1996) ont établi que la performance de freinage d'un sujet représente sa capacité à d'abord percevoir le temps avant collision, d'en établir le niveau de dangerosité et à, ensuite, générer une réponse de freinage adéquate en fonction du temps qu'il a pour accomplir cette tâche.

ii Facteurs altérant les performances de conduite.

La conduite automobile se divise en plusieurs étapes, soit l'acquisition de données (quatre sens), le traitement de ces données et la réponse motrice. À chacune de ces étapes peuvent s'immiscer des variables altérant la conduite. Par exemple, les tâches d'attention partagée qui consistent à mobiliser une partie de la concentration du sujet à conduire vers une tâche connexe comme effectuer une tâche arithmétique. Ainsi, plus la tâche connexe est exigeante, plus la rapidité de traiter l'information de la tâche primaire sera lente. (Triggs & Harris, 1982) Les tâches d'attention partagée permettent aussi de diminuer l'anticipation lors de l'étude des temps de réaction.

5) INSTRUMENTS DE MESURE UTILISES EN CONDUITE AUTOMOBILE.

Plusieurs types d'instruments sont utilisés pour mesurer les fonctions psychomotrices nécessaires à la conduite d'un véhicule. Chacune des tâches de réponse à un stimulus d'Olson (2003) se voit associer des tests différents. Au niveau de la réponse motrice, deux tests cliniques ont été utilisés dans l'étude des affections orthopédiques et la conduite automobile, soit le «stepping» et le «standing». Les études ont démontré une corrélation allant de modérée à élevée entre leurs résultats au test de «stepping» et de «standing» et les résultats des temps de mouvement mesurés en simulateur de conduite. (Hau et al., 2000); (Nguyen et al., 2000) Ces tests seront décrits dans la section méthodologie de cet ouvrage.

D'autre part, l'étude de la détection d'un stimulus se fait par l'évaluation de l'acuité visuelle, des champs visuels et du balayage spatio-temporel. L'identification du stimulus s'effectue par l'évaluation des fonctions mentales tels que le jugement, l'orientation, la mémoire, l'apprentissage et la compréhension. La décision et la réponse motrice face au stimulus sont vérifiées par l'étude du comportement du sujet en situation physique réelle. (Rizzo et al., 2002) Tous ces éléments sont influencés par des variables tels que la différence entre le jour et la nuit, la fatigue et la médication, l'âge et le sexe ainsi que la charge cognitive.

Deux types d'environnements physiques réels peuvent être utilisés pour l'évaluation de la conduite automobile, soit le simulateur de conduite (environnement physique réel et environnement visuel simulé) et le test routier (environnement physique et visuel réels) soit par l'entremise d'un évaluateur, d'un véhicule instrumenté ou d'un environnement instrumenté. Puisque cette étude privilégiera l'utilisation d'un simulateur, la définition plus exhaustive de cette technique d'évaluation de la conduite automobile suivra au prochain paragraphe.

5a) Simulation de conduite

L'évaluation de la validité d'un simulateur de conduite comme instrument de mesure est un des sujets de l'heure dans l'étude des tâches de conduite. En effet, plus la tâche de conduite est peu définie, plus la ressemblance entre la conduite réelle et la conduite simulée doit être grande afin de permettre de comprendre adéquatement l'impact des variables à l'étude. Plusieurs arguments poussent les chercheurs à utiliser les simulateurs de conduite, malgré ses problèmes de validité et de la généralisation de ses résultats sur la conduite réelle. L'absence de risque pour le sujet est un élément important. En effet, le seul principal préjudice lié au sujet lors de l'utilisation d'un simulateur est le mal du simulateur, une réaction vagale (nausées, vomissements, sudations, vertiges) causée par la différence entre le mouvement visuel non compensé par un mouvement physique réel. (Kennedy et al., 1992; Oman, 1990); (Prothero et al., 1999); (Muth et al., 2006) Cependant, le fait que les risques ne soient pas réellement présents peut être un des facteurs ne permettant justement pas la généralisation des résultats. Par ailleurs, l'évaluation en simulateur permet un contrôle des paramètres des différentes situations de conduite. Donc, l'uniformisation des épreuves permet de diminuer les biais puisque chaque sujet passe la même épreuve. Plusieurs paramètres sont des déterminants importants de la qualité de la simulation de conduite, et ainsi de la validité des résultats obtenus. Le texte suivant les présente.

i Présentation visuelle

Berthelon (1994) décrit dans son étude que la présentation de l'information visuelle sur grand écran, comparée à une présentation sur écran de télévision, facilitait la sensation de déplacement et produisait ainsi des simulations plus proches de celles rencontrées en conduite automobile réelle.

Hoffmann et Mortimer (1994) quant à eux, ont montré que l'humain évalue bien le temps-avant-collision si la vélocité angulaire des objets affichés est de l'ordre de 0,0027 radians/seconde, peu importe la distance de suivi et la vitesse de suivi. Pour permettre une continuité dans la perception de l'environnement visuel, Kemeny a établi qu'une fréquence d'affichage d'au moins 20 à 25 images par seconde est nécessaire pour tenir compte des caractéristiques de la persistance rétinienne de l'œil humain.

ii Rétroaction

La rétroaction sonore, proprioceptive (vibration / accélération linéaire et latérale) et tactile (pression des pédales, restitution d'efforts sur le volant) par rapport à la réalité simulée sont des points très importants dans le réalisme d'une simulation. D'ailleurs, plusieurs études n'ont pas eu les résultats escomptés par ce manque de rétroaction. Par exemple, Malaterre (1994) n'a pu mettre en relation la distance de suivi et la perception de la vitesse car son simulateur de conduite ne rendait pas les rétroactions les plus importantes utilisées par le conducteur pour ajuster sa vitesse, soit la perception des accélérations, la vision périphérique, le freinage proportionnel à la pression sur la pédale (et non à sa position).

La rétroaction sonore peut être très utile dans la motivation du sujet à bien performer lors de l'étude. En effet, Chalard et Pleczon (1994) ont démontré que le bruit généré par le synthétiseur de son du simulateur créait un micro-traumatisme favorisant la conduite plus sécuritaire des sujets : ils ne voulaient plus renouveler l'expérience désagréable que créait un impact simulé.

iii Mal du simulateur

L'utilisation d'un simulateur peut entraîner des effets néfastes sur le sujet. Le plus reconnu est le mal du simulateur. Certaines théories sont avancées pour expliquer cette affection dont celle mettant en cause un conflit des afférences sensorielles. En effet, le stimulus visuel étant différent du stimulus sensoriel (proprioception, vibration, accélération...), il s'ensuit une incohérence des signaux neuraux. Cette différence incommode le fonctionnement normal du système nerveux central, ce qui se traduit cliniquement par un ensemble divers de signes et symptômes tels la nausée, les vomissements, la pâleur, les sudations froides, la confusion, la difficulté de concentration, la vision trouble, la fatigue de la vue, la lipothymie, le mal de tête et le mal d'estomac. La survenue de ces éléments est variable en nombre et en intensité et ce, selon chacun des sujets. Certains facteurs augmentent la possibilité de ressentir le mal du simulateur. Ainsi, une simulation de conduite à haute vitesse, une résolution détaillée des éléments visuels, des accélérations et décélérations intenses peuvent augmenter l'incidence du mal du simulateur (Oman, 1990); (Min et al., 2006). D'ailleurs, Stern *et al.* ont établi un protocole visant à diminuer le mal du simulateur. Ce protocole sera d'ailleurs utilisé dans l'élaboration des tâches de cette étude (Stern et al., 2006) et détaillé dans la section méthodologie.

6) TACHES DE TEMPS DE MOUVEMENT (DEPLACEMENT DU PIED)

L'amplitude et la précision d'un mouvement déterminent sa durée. Cette constatation, dite loi de Fitts, est bien connue dans l'étude des temps de mouvement et est supportée par d'autres études. (Bainbridge & Sanders, 1972); (Hoffmann, 1991) Il est d'ailleurs assumé que le cerveau applique un principe d'optimisation afin de choisir une trajectoire unique parmi l'infinité des trajectoires possibles. (Tanaka et al., 2006) Ainsi, pour une tâche apprise tel que passer le pied de l'accélérateur au frein d'une automobile, la trajectoire du mouvement est déjà connue pour les conducteurs expérimentés (sauf pour la variabilité entre différents types de voiture sur le positionnement des pédales). Pour une position constante des distances entre le siège et les différentes pédales, les temps de mouvement devraient donc être constants pour un même individu si l'urgence de la situation reste constante, comme dans le freinage d'urgence où le temps-avant-collision est petit.

Une autre propriété de la loi de Fitts suggère que plus une tâche de mouvement est complexe, plus sa durée sera grande. Cette autre propriété a aussi été corroborée par d'autres études. (Decety & Jeannerod, 1995) Cependant, la généralisation de la loi de Fitts sur les temps de mouvement en situation de freinage est questionnable puisque la précision n'est pas un facteur significatif et que l'indépendance entre le temps de réaction et le temps de mouvement ne cadre pas avec tous les modèles de traitement de l'information. (Warshawsky-Livne & Shinar, 2002).

Les tâches de mouvement peuvent être étudiées par des tests dynamométriques. Lors de la mesure de force musculaire par dynamométrie, plusieurs protocoles d'échauffement ont été instaurés, mais l'efficacité de chacune n'a pas été étudiée. Selon de nombreuses études, les

données de force deviennent stables après une période d'échauffement de trois contractions d'intensité infra-maximale. Par la suite, la mesure de trois autres essais à contraction maximale est adéquate. Une période de trente secondes de repos entre chaque répétition peut augmenter le couple généré de 5%. Enfin, une rétroaction visuelle sur les forces appliquées crée une augmentation des forces subséquentes. (Keating & Matyas, 1996)

7) RESUME DE LA RECENSION DES ECRITS

Compte tenu de l'absence de données évaluant l'impact sur la conduite automobile des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit, il serait difficile de justifier une étude par test routier puisque les risques pour les sujets seraient réels. Une étude en simulateur de conduite se voit donc de mise.

L'impact d'une immobilisation orthopédique au membre inférieur droit sur la conduite automobile ne devrait pas faire varier les phases de détection, d'identification et de décision par rapport à un stimulus. En revanche, c'est la réponse motrice qui devrait être affectée. L'étude se basera donc principalement sur le maniement des pédales, plus particulièrement lors de tâches de freinage d'urgence où les performances optimales sont de rigueur pour éviter les accidents. Ainsi, les temps de freinage en situation d'urgence seront mesurés à l'aide d'un simulateur de conduite.

Au point de vue immobilisation orthopédique, le Aircast (Figure 3-1) et la botte de marche (Figure 3-2) seront étudiés puisqu'ils permettent tous deux la mise en charge et sont fréquemment utilisés en clinique.

Figure 3-1 Photo d'un Aircast



Figure 3-2 Photo d'une botte de marche



CHAPITRE 4 Objectifs de recherche et méthodologie

1) OBJECTIF DE RECHERCHE

En l'absence de données expérimentales dans la littérature, l'objectif de cette étude-pilote est de caractériser les effets des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit sur les performances de conduite automobile lors de tâches de conduite simulées afin de déterminer l'importance de ces effets.

1a) Questions de recherche

1) Quel est l'effet, sur la force maximale appliquée sur la pédale de frein, d'une immobilisation orthopédique de type botte de marche ou Aircast au membre inférieur droit par rapport à une chaussure normale?

2) Quels sont les effets d'un plâtre de marche et d'un Aircast au membre inférieur droit par rapport à une chaussure normale sur les temps de réaction et de mouvement entre les pédales d'un véhicule automobile lors d'un essai sur simulateur de conduite ?

3) Est-ce que le port d'un plâtre de marche ou d'un Aircast au membre inférieur droit modifi

e l'habileté à manier les deux pédales d'un véhicule automatique ?

4) Est-ce que les résultats aux tests cliniques de «standing» et de «stepping» sont associés aux résultats de temps de réaction et de mouvement obtenus avec le simulateur de conduite ?

1b) Hypothèses de recherche

Question 1 :

H_0 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit n'affectent pas la force maximale appliquée sur la pédale de frein.

H_1 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit diminuent la force maximale appliquée sur la pédale de frein par rapport à une chaussure ordinaire.

Question 2 :

H_0 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit n'ont aucun effet sur les temps de freinage d'urgence.

H_1 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit augmentent les temps de freinage d'urgence.

Question 3 :

H_0 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit n'affectent pas le maniement des pédales d'un véhicule.

H_1 : Les immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit altèrent le maniement adéquat des pédales d'un véhicule.

Question 4 :

H_0 : Il n'y a pas d'association entre les résultats obtenus aux tests cliniques de «stepping» et de «standing» et les résultats des temps de réaction et de mouvement obtenus lors des essais en simulateur.

H_1 : Il y a une association entre les résultats obtenus aux tests cliniques de «stepping» et de «standing» et les résultats des temps de réaction et de mouvement obtenus lors des essais en simulateur.

2) METHODOLOGIE

Voici la présentation des aspects méthodologiques de la recherche. Le dispositif de recherche et la population seront d'abord définis. Viendront ensuite la procédure de recrutement et la collecte de données. Suivra la description des variables et des instruments de mesure. Ce chapitre se conclura sur la description de la taille d'échantillon et des analyses statistiques effectuées.

2a) Dispositif de recherche

Cette étude se base sur un devis expérimental à mesures répétées. Chaque participant est ainsi évalué dans plusieurs conditions différentes. Dans ce type de devis, chaque sujet est son propre témoin.

2b) Population

Cette étude vise d'abord toutes les personnes susceptibles d'avoir une immobilisation orthopédique au membre inférieur droit permettant la mise en charge. Pour des raisons logistiques, seuls des conducteurs estriens sains seront ciblés.

2c) Échantillon

L'étude vise à établir l'impact de la botte de marche ou du Aircast, en éliminant les facteurs confondants telles que les douleurs, l'utilisation de substances altérant l'état de conscience

(dépresseur du système nerveux central), la fatigue, les affections neurologiques et autres. C'est pourquoi les critères de sélection visent à identifier des sujets sains.

i Critères d'inclusion

Pour participer à l'étude, les sujets devaient :

- être âgés entre 25-60 ans;
- posséder un permis de conduire valide au Québec;
- bénéficier d'une expérience de conduite égale ou supérieure à cinq ans (Hoffmann & Mortimer, 1994);
- utiliser exclusivement le pied droit pour effectuer les tâches d'accélération et de freinage.

Rationnel : Il est prouvé que des sujets âgés de plus de 60 ans offrent des performances amoindries en simulateur de conduite. (Quillian et al., 1999) L'effet d'apprentissage de la conduite automobile est diminué en sélectionnant des conducteurs de plus de 5 années d'expérience. (Hoffmann & Mortimer, 1994) De plus, le maniement des pédales est aussi le fruit d'un apprentissage et les temps de mouvement sont diminués par cet apprentissage. La sélection de conducteurs utilisant le pied droit exclusivement vient diminuer ces biais. Finalement, l'estimation du temps-avant-collision est plus juste chez des automobilistes expérimentés. (Hoffmann & Mortimer, 1994)

ii Critères d'exclusion

Ont été exclus par le questionnaire pré-étude (Annexe 1) les sujets atteints des affections suivantes : atteinte de l'acuité visuelle non-compensée, atteinte des champs visuels ou autres trouble de vision, utilisation abusive d'alcool ou de drogues, utilisation de médicaments psychotropes, maladie du système nerveux central dont l'épilepsie, trouble du sommeil, maladie du métabolisme, maladie cardiovasculaire, maladie cérébro-vasculaire, maladie vasculaire périphérique, maladie psychiatrique, maladie rénale, troubles musculosquelettiques, mal des transports et mal du simulateur.

Rationnel : Tous ces éléments influencent les temps de mouvement d'un aspect biopsychomécanique. (Association, 2006)

iii Procédure de recrutement des participants

Un échantillon non probabiliste de volontaires a été retenu. Les participants ont été recrutés de bouche à oreille par les principaux collaborateurs de l'étude pour former un échantillon ayant un ratio identique selon le sexe. La grande majorité des sujets sont des employés du Centre Hospitalier Universitaire de Sherbrooke (CHUS).

2d) Procédure de la collecte de données

La collecte de données s'est déroulée sur une période de deux mois (avril et mai 2007) au Centre de recherche sur le vieillissement (CDRV) de Sherbrooke. L'évaluation se déroulait sur une

durée maximale de trois heures. La salle où se trouvait le simulateur était tempérée pour diminuer l'incidence du mal du simulateur. Après explication de l'étude et des droits de chaque participant, un formulaire de consentement a été lu et signé. Le sujet devait ensuite se prêter à un questionnaire sur les critères d'inclusion et d'exclusion (Annexe 1). Une randomisation par bloc de huit sujets était ensuite effectuée selon trois groupes d'âge (25-40, 40-50 et 50-60 ans) et le sexe des participants de chacun des groupes afin de déterminer l'ordre de passage selon le facteur immobilisation orthopédique *i.e.* soit avec un Aircast, une botte de marche ou avec leur propre chaussure de sport. L'avantage de cette randomisation par bloc permet de comparer l'effet des immobilisations orthopédiques par rapport à l'âge et au sexe. Une séance de familiarisation avec l'environnement physique et visuel du simulateur était réalisée. Les participants ont été encouragés à s'asseoir dans le simulateur et à ajuster la distance et l'angle du siège selon leur configuration habituelle de conduite. Puis chaque sujet devait, avec ses chaussures de sport, conduire, pendant vingt minutes, dans un environnement de simulation visuelle réelle (logiciel STISIM, Systems Technology Inc., Hawthorne, CA), adapté par Dr Cécile Smeesters*. Durant cette période de familiarisation, le sujet devait effectuer des tâches de freinage d'urgence dont le degré de difficulté était croissant, poussant ainsi le sujet à s'améliorer. Un examen physique sommaire (évaluation de la marche normale, marche sur la pointe des pieds, sur les talons et en tandem, évaluation de la force musculaire des membres inférieurs et de la sensibilité) était, par la suite, réalisé par l'évaluateur (l'auteur de l'étude). L'expérimentation pouvait alors débuter selon l'ordre de passage aléatoirement établi. Pour l'évaluation avec l'immobilisation plâtrée, une botte de marche était confectionnée au membre inférieur droit par l'évaluateur principal, selon les

* Cécile Smeesters, ing., Ph.D.

techniques orthopédiques habituelles, avec un matériel synthétique très malléable (Delta-Cast Conformable, BSN Medical, Leuven, Belgique). Un moulage adéquat permettait un confort et une maniabilité accrus de même qu'un poids minime tout en limitant les risques liés aux points de pression. Une semelle antidérapante (Cast Boot, Darco, Illinois, États-Unis) adaptée à la longueur du membre était ensuite installée sous le plâtre. Une marche d'une distance de 50 mètres était effectuée par le participant pour s'assurer du confort de l'immobilisation et permettre à celui-ci de se familiariser avec l'immobilisation. À la fin de l'expérimentation, les plâtres étaient retirés par bivalvage (trait de scie fait de chaque côté du plâtre, permettant ainsi de l'ouvrir pour faire sortir le membre immobilisé).

Pour l'évaluation avec immobilisation de type Aircast, l'orthèse en question était installée par l'évaluateur principal au niveau du membre inférieur droit. L'ajustement par gonflement des ballonnets était réalisé jusqu'à immobilisation satisfaisante de la cheville. Comme pour la botte de marche, un circuit d'une distance de 50 mètres était effectuée par le participant pour s'assurer du confort de l'immobilisation et permettre à celui-ci de se familiariser au port de l'orthèse.

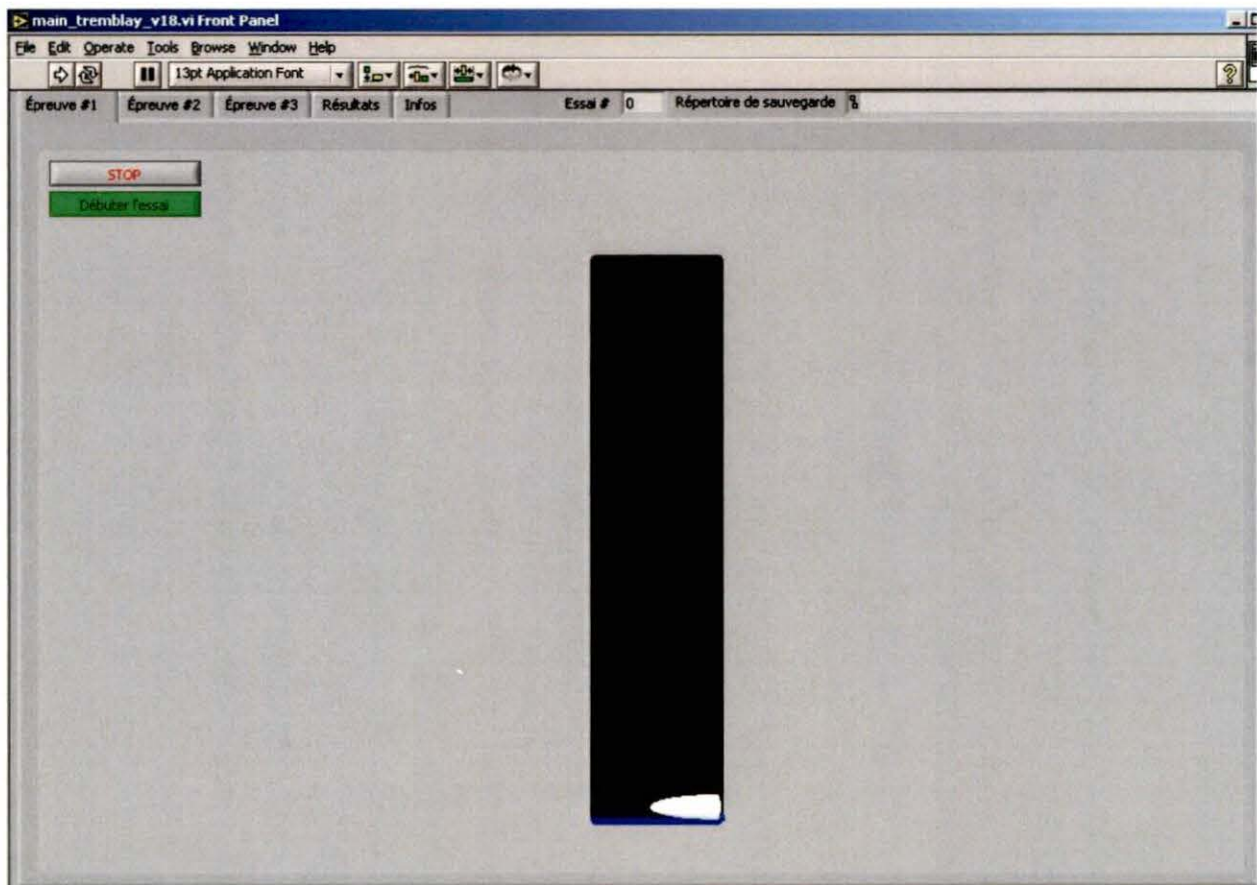
Pour l'évaluation avec la chaussure habituelle, le participant était avisé d'apporter les siennes pour des raisons d'hygiène et de confort.

L'expérimentation consistait, pour chacune des trois variables indépendantes (botte de marche, Aircast ou chaussure de sport), à effectuer trois épreuves: la force de freinage; le freinage d'urgence et le freinage d'urgence avec attention divisée.

Force de freinage

La première épreuve consistait à mesurer la force maximale appliquée sur la pédale de frein. Il était demandé à chacun des sujets de s'asseoir confortablement dans le simulateur de conduite et d'y adapter la distance entre les pédales et le siège selon son propre mode de conduite. Lorsque le sujet était prêt, il devait alors appuyer sur la pédale de frein du simulateur le plus fort possible. Une rétroaction de la force appliquée était affichée à l'écran devant le simulateur pour permettre au sujet de connaître simultanément la force appliquée stimulant ainsi sa performance (Figure 4-1). De plus, un curseur représentant la force maximale du sujet appliquée à l'un ou l'autre des essais s'affichait aussi, dans le but d'augmenter encore plus les performances. Tel que suggéré par les protocoles de dynamométrie (Keating & Matyas, 1996), trois essais sous-maximaux non retenus étaient suivis de trois contractions maximales qui, elles, étaient alors colligées. Si, lors de la dernière contraction, la force appliquée était supérieure à 5% du meilleur essai réussi, un autre essai était réalisé.

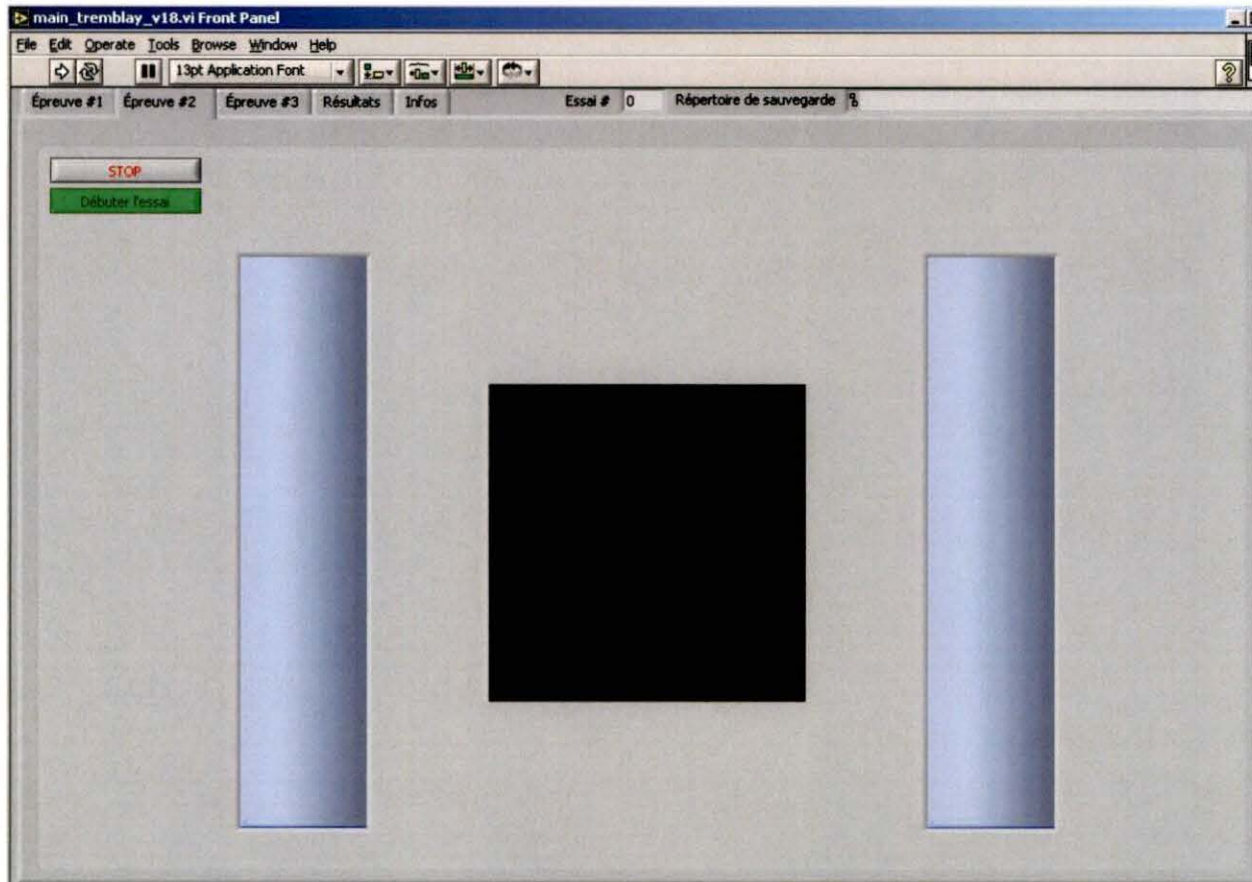
Figure 4-1 Affichage lors de la mesure de la force de freinage



Freinage d'urgence :

Pour la deuxième épreuve, il était demandé au sujet d'enfoncer complètement la pédale d'accélérateur. Ensuite, celui-ci devait regarder l'écran devant lui. Il avait alors la consigne d'effectuer un freinage d'urgence (lâcher l'accélérateur et appliquer le plus rapidement possible le pied sur le frein) lorsqu'une lumière rouge apparaîtrait à l'écran (Figure 4-2). Le temps d'apparition était aléatoire (période de 3 à 8 secondes). Dix répétitions de cette épreuve étaient effectuées.

Figure 4-2 Affichage lors de l'épreuve de freinage d'urgence

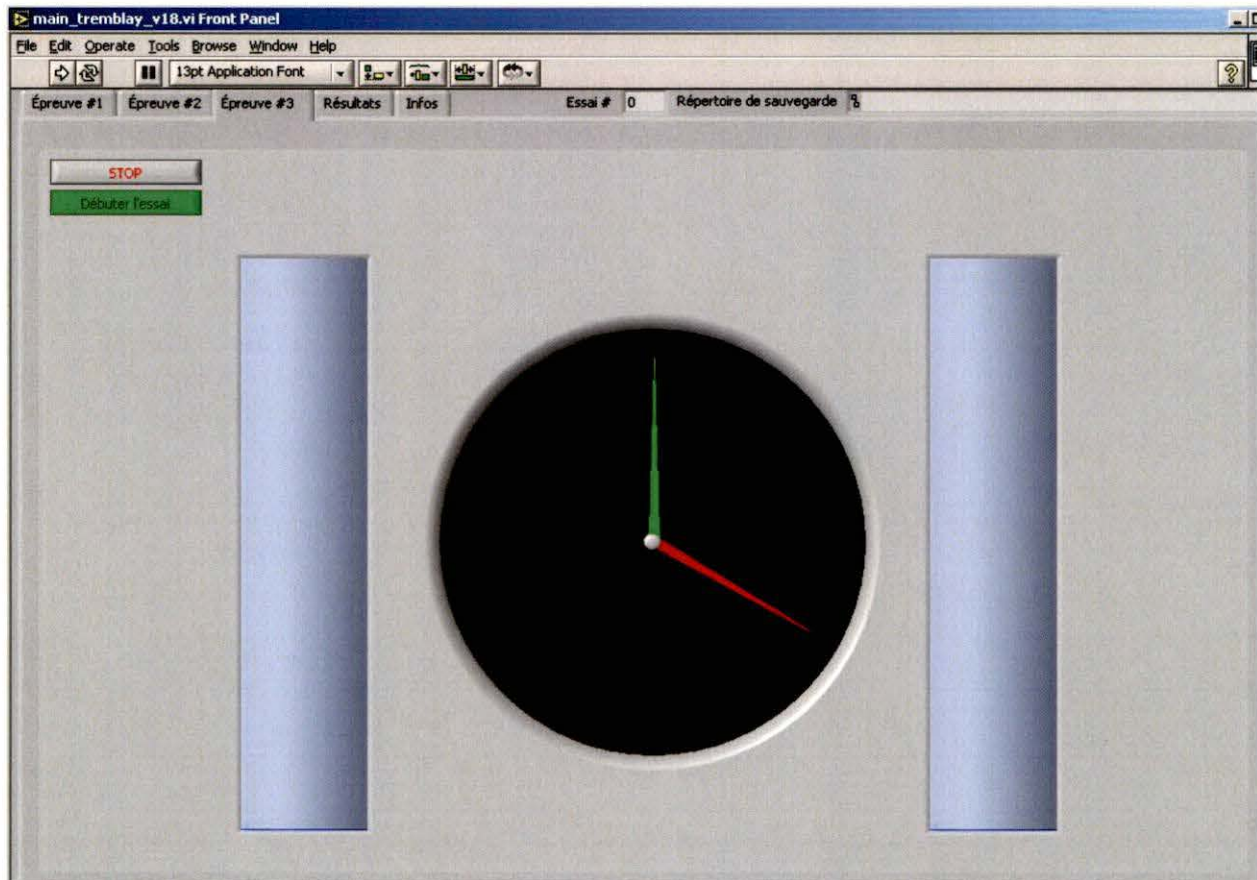


Freinage d'urgence avec attention divisée

La troisième épreuve était similaire à la deuxième. Cependant, pour partager l'attention du sujet, celui-ci devait, à l'aide d'une autre aiguille contrôlée par le volant du simulateur, suivre une autre aiguille affichée à l'écran qui effectuait un mouvement circulaire aléatoire oscillant sur 180 degrés (Figure 4-3). Dix répétitions de cette épreuve étaient effectuées. Cette épreuve a été ajoutée au freinage d'urgence puisque plusieurs auteurs utilisent cette stratégie comme paradigme

de mesure, ce qui permettra de comparer plus facilement leurs résultats avec ceux de la présente étude.

Figure 4-3 Affichage lors de l'épreuve de freinage d'urgence avec attention divisée



Avant de quitter, la taille et le poids de chaque sujet de même que le poids de chaque plâtre étaient notés. Les dimensions du membre inférieur droit, soit la longueur du pied, de la jambe et de la cuisse, étaient également mesurées par l'examineur principal. Enfin, un questionnaire sur les habitudes de conduite, les données démographiques et les impressions de conduite avec les différentes immobilisations était complété.

2e) Variables et leurs instruments de mesure

Trois types de variables sont présentés ainsi que les instruments de mesure respectifs: les variables indépendantes, les variables dépendantes et les variables de contrôle.

i Variables indépendantes

Trois principales variables indépendantes sont utilisées dans cette étude, soit le port d'une botte de marche (Delta-Cast Confortable, BSN Medical, Leuven et semelle Cast Boot, Darco, Carol Stream), le port d'un Aircast (Foam pneumatic walker, Aircast Global Corporate Office, Etats-Unis) ou le port d'une chaussure de sport au membre inférieur droit.

ii Variables dépendantes

Les variables dépendantes principales sont la force de freinage maximale et les différents temps de freinage. Ces variables ont déjà été décrites dans le chapitre de la recension des écrits.

L'instrument utilisé pour collecter les données des différentes variables dépendantes est l'ordinateur de simulation. Cet ordinateur enregistre en temps réel les signaux électriques via la chaîne d'acquisition analogique / numérique pour créer un graphique de la position de l'accélérateur et de la force appliquée sur la pédale de frein en fonction du temps. Ce graphique permet donc de calculer la force de freinage maximale et les différents temps de freinage, soit le

temps neurologique, le temps de retrait de l'accélérateur, le temps de mouvement du pied, le temps de mouvement à chaîne ouverte, le temps de mouvement à chaîne fermée, le temps de réaction au freinage, le temps total de freinage ainsi que la force maximale appliquée à la pédale de frein. De plus, l'analyse des courbes de ce graphique permet de vérifier si des erreurs ont été effectuées lors du freinage, comme par exemple, si la pédale de frein a été échappée ou si les deux pédales ont été enfoncées en même temps. Les paragraphes suivants décrivent chacune des variables et comment chacune d'elle a été mesurée.

I Force de freinage maximale

La force de freinage maximale a été mesurée par le simulateur lors de la première épreuve à partir de l'enregistrement des données recueillies par la cellule de charge apposée sur la pédale de frein. L'ordinateur de simulation calcule donc, pour chacun des essais, le point le plus élevé sur l'ordonnée du graphique de la force appliquée sur la pédale de frein en fonction du temps. Il est à noter que la précision sur la mesure effectuée par la cellule de charge est de 0,02 lb. Les protocoles de dynamométrie suggèrent d'effectuer trois contractions sous-maximales, pour que le sujet s'échauffe, suivies de trois contractions de forces maximales. Advenant un dépassement de 5% et plus du dernier essai par rapport à son meilleur essai, un essai supplémentaire était autorisé. Seule la valeur maximale de l'ensemble des essais de la première épreuve, était retenue pour fin d'analyse. (Keating & Matyas, 1996)

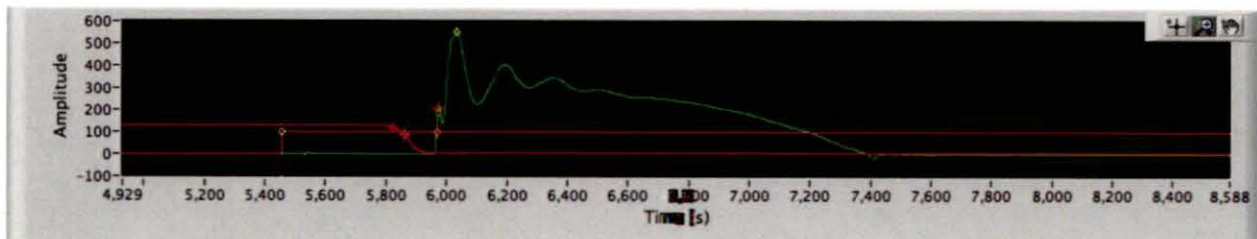
II Les différents temps de freinage d'urgence

Le concept de freinage d'urgence englobe à lui seul plusieurs variables : le début du retrait de l'accélérateur, le retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur, l'apparition d'une force sur la pédale de frein, le temps d'application d'une force de 200 N (force nécessaire pour effectuer un freinage adéquat (Mortimer, 1974), le temps neurologique, le temps de retrait du pied de l'accélérateur, le temps de mouvement, le temps de mouvement à chaîne ouverte, le temps de réaction de freinage et le temps total de freinage. Ces variables sont décrites ci-dessous.

Début de l'épreuve

Pour analyser les différents temps de freinage, l'identification de l'événement perturbateur comme stimulus d'un freinage d'urgence doit être connue dans le temps pour la deuxième et la troisième épreuve soit pour le freinage d'urgence et le freinage d'urgence avec attention partagée.

Figure 4-4 Graphique de la position de l'accélérateur (rouge foncé) et de la force appliquée sur le frein (vert) en fonction du temps.



Dans cette étude, lorsque l'ordinateur affiche l'événement perturbateur, soit la lumière rouge indiquant au sujet de freiner, il place aussi un curseur sur le graphique de la position de l'accélérateur et de la force appliquée sur la pédale de frein en fonction du temps (Figure 4-4 pointillé vertical blanc). C'est le début de l'épreuve. Ainsi, il est possible de calculer les temps de réaction et de mouvement pour chacun des freinages à partir du moment précis où est apparu le stimulus appelant au freinage. Une vérification du temps nécessaire pour effectuer la boucle interne de la programmation du logiciel de simulation permet de conclure que la précision sur cette mesure est de 2 à 3 millisecondes.

Début du retrait de l'accélérateur :

Lors de l'épreuve deux (freinage d'urgence) et trois (freinage d'urgence avec attention divisée), l'accélérateur est complètement enfoncé avant l'arrivée de l'événement perturbateur. Il est ainsi convenu que le début du retrait de l'accélérateur est représenté sur le graphique (Figure 4-4) par le début de la variation de la position de l'accélérateur par rapport à son état stable d'enfoncement complet. Plusieurs stratégies musculaires sont employées lors du relâchement de l'accélérateur, soit de faire une dorsiflexion de la cheville accompagnée d'une flexion du genou et de la hanche, ou encore une simple dorsiflexion de la cheville, ou encore, de faire une flexion plantaire de la cheville pour accélérer le fléchissement du genou et de la hanche, ou enfin, de faire une adduction de la hanche pour se diriger directement vers la pédale de frein. La courbe du relâchement de l'accélérateur peut donc être très variable. Déterminer le début du relâchement de l'accélérateur comme étant un relâchement de 5 à 10% de la course totale de l'accélérateur, ou de le déterminer avec une méthode des pentes serait beaucoup moins précis que de placer manuellement ce point sur le graphique pour chacun des freinages puisque le début du retrait de

l'accélérateur est très variable en fonction de la stratégie musculaire utilisée. Voilà pourquoi c'est la méthode manuelle qui a été choisie dans cette étude.

Un filtrage préalable du système électrique était nécessaire afin d'en éliminer les bruits électromagnétiques. Après le filtrage de la cellule de charge suite à l'amplification du signal (filtre passe-bas de type Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure (3dB) à 100 Hz (signifiant 40 dB/décade)) et au filtrage du signal du potentiomètre de l'accélérateur (filtre supprimeur de type notch, Butterworth d'ordre 2 avec une fréquence de coupure basse à 58 Hz et une fréquence de coupure haute à 62 Hz), le signal était d'excellente qualité et ce plus particulièrement dans la portion du début du relâchement de l'accélérateur puisque le rapport signal sur bruit de cette section est très grand.

Finalement, seul l'examineur principal a, pour tous les graphiques, déterminé le début du retrait de l'accélérateur, le retour de l'accélérateur à sa position initiale et l'apparition d'une force sur la pédale de frein, ce qui élimine ainsi la variabilité inter-observateur. La précision sur toutes les mesures impliquant le début de relâchement de l'accélérateur est donc évaluée d'une manière conservatrice à 7 millisecondes.

Retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur

Le moment précis où la pédale d'accélérateur revient à sa position d'origine grâce au ressort est défini comme le *retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur* (Figure 4-4). Dans l'étude actuelle, la détermination de ce point est difficile à exécuter avec précision puisqu'elle dépend directement des stratégies de freinage. Ainsi, si le sujet a déplacé son pied latéralement au lieu de longitudinalement par rapport à l'axe de la pédale d'accélérateur, il est possible que le

pied ne soit plus en contact avec la pédale avant que celle-ci retourne à sa position d'origine. Déterminer le *retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur* comme étant un relâchement de 90 à 95% de la course totale de l'accélérateur, ou de déterminer ce retour avec une méthode des pentes serait beaucoup moins précise que de placer manuellement ce point pour chacun des freinages. C'est pourquoi tout comme pour le *début du retrait de l'accélérateur*, il a été choisi dans cette étude de déterminer ce point manuellement.

Un autre facteur pouvant influencer la précision des résultats vient du fait que la pédale a tendance à rebondir lors du retour rapide à la position initiale, ce qui rend difficile le placement manuel du point déterminant le *retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur*. Enfin, le rapport «signal sur bruit» de cette période est plutôt faible rendant encore plus complexe la détermination précise du point de *retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur*.

Apparition d'une force sur la pédale de frein

La détermination de l'apparition d'une force sur la pédale de frein se fait manuellement pour chaque freinage effectué. Étant donné la haute fréquence d'échantillonnage (2000 Hz), le grand rapport «signal sur bruit» et la grande stabilité du signal, la précision sur la détermination de l'apparition d'une force sur la pédale de frein est estimée d'une manière conservatrice à 1 milliseconde.

Temps d'application d'une force de 200 N

Le temps d'application d'une force de 200 N est l'intervalle de temps entre le début du retrait de l'accélérateur jusqu'à l'application d'une force de 200N sur la pédale de frein. La programmation du logiciel Labview utilisé lors de la simulation permet de déterminer précisément le moment où la force appliquée sur la pédale de frein atteint 200 N (Figure 4-4).

Temps neurologique

Le temps neurologique est l'intervalle de temps entre le début de l'épreuve et le début du retrait de l'accélérateur (Figure 4-4). La précision de cette mesure est tributaire du début du retrait de l'accélérateur. L'évaluation conservatrice de la précision de cette mesure se chiffre à 10 millisecondes. L'analyse de cette variable sera effectuée sur la moyenne des trois meilleurs essais enregistrés, pour les deux épreuves de freinage d'urgence et pour chacune des trois variables indépendantes. De plus, une analyse sur la moyenne ajustée (faire une moyenne du temps neurologique à partir de tous les essais de chacune des épreuves de temps de freinage pour chaque variable indépendante et à chacun des sujets, pour ensuite faire une deuxième moyenne avec tous les résultats des essais qui sont inclus à l'intérieur de deux écarts-types au-dessus et en dessous de la première moyenne) sera aussi effectuée. Cette méthode permet d'enlever les anticipations et les inattentions du sujet, visant ainsi l'obtention d'une tendance fiable.

Temps de retrait du pied de l'accélérateur

Le temps de retrait du pied de l'accélérateur est l'intervalle de temps entre le début du retrait de la pédale d'accélérateur jusqu'au retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur (Figure 4-4). Cette mesure varie grandement selon la stratégie de freinage comme décrite précédemment. Elle ne sera donc pas utilisée à des fins d'analyse.

Temps de mouvement

Le temps de mouvement est l'intervalle de temps entre le retour de la pédale d'accélérateur à sa position initiale jusqu'à l'apparition d'une force sur la pédale de frein (Figure 4-4). Étant donné la difficulté à déterminer le point du retour à la position initiale de la pédale d'accélérateur dans le temps, cette mesure est très variable. De plus, lorsque la stratégie de freinage consiste à déplacer latéralement le pied vers la pédale de frein avant le relâchement complet de l'accélérateur, il est possible d'appliquer une force sur la pédale de frein avant que l'accélérateur ne soit revenu à sa position initiale, créant ainsi un temps de mouvement négatif. Donc, cette variable ne sera pas retenue à des fins d'analyse.

Temps de mouvement à chaîne ouverte

Le temps de mouvement à chaîne ouverte est l'intervalle de temps entre le début du retrait du pied de l'accélérateur jusqu'à l'apparition d'une force sur la pédale de frein (Figure 4-4). Étant donné la précision sur le début du retrait du pied de l'accélérateur et l'apparition d'une force sur la pédale de frein, la précision du temps de mouvement à chaîne ouverte s'évalue à 10

millisecondes. L'analyse de cette variable sera effectuée sur la moyenne des trois meilleurs essais enregistrés, pour les deux épreuves de freinage d'urgence et pour chacune des trois variables indépendantes. De plus, une analyse sur la moyenne ajustée sera aussi effectuée.

Temps de réaction de freinage

Le temps de réaction de freinage est l'intervalle de temps entre le début de l'épreuve jusqu'à l'apparition d'une force sur la pédale de frein (Figure 4-4). La précision sur cette mesure est évaluée à 4 millisecondes. L'analyse de cette variable sera effectuée sur la moyenne des trois meilleurs essais enregistrés, pour les deux épreuves de freinage d'urgence et pour chacune des trois variables indépendantes. De plus, une analyse sur la moyenne ajustée sera aussi effectuée.

Temps total de freinage

Le temps total de freinage est l'intervalle de temps entre le début de l'épreuve et l'application d'une force de 200N sur la pédale de frein (Figure 4-4). Étant donné que ces deux moments sont calculés directement par l'ordinateur de simulation, elle constitue la variable la plus juste. Sa précision est estimée d'une manière conservatrice à 3 millisecondes. L'analyse de cette variable sera effectuée sur la moyenne des trois meilleurs essais enregistrés, pour les deux épreuves de freinage d'urgence et pour chacune des trois variables indépendantes. De plus, une analyse sur la moyenne ajustée sera aussi effectuée.

Nombre d'erreurs commises

L'analyse des graphiques de la position de l'accélérateur et de la force appliquée sur la pédale de frein en fonction du temps permet de déterminer s'il y a eu des erreurs lors du freinage. Ainsi, il est possible de déterminer si les deux pédales ont été enfoncées en même temps ou si la pédale de frein a été échappée. Cette variable sera donc utilisée à des fins d'analyse descriptive pour répondre à la troisième question de recherche de cette étude, à savoir si la botte de marche et le Aircast diminuent l'habileté à manier les pédales d'un véhicule automobile.

iii Variables cliniques

Les résultats aux tests cliniques de «stepping» et de «standing» ont été compilés pour chacun des sujets avec les deux types d'immobilisation et avec les chaussures de sport.

L'analyse de la force de freinage et des temps de freinage par rapport aux résultats des tests cliniques permettra de répondre à la quatrième question de recherche.

Caractéristiques sociodémographiques et cliniques (variables-contrôles)

Plusieurs caractéristiques sociodémographiques ont été répertoriées. Le poids, la taille, la longueur du pied, de la jambe et de la cuisse à gauche ont été mesurés pour chacun des sujets. Le plâtre lors de son retrait a également été pesé. Il a aussi été demandé à chaque sujet de répondre aux questions suivantes :

Avez-vous trouvé que le plâtre de marche diminuait la sensibilité sous le pied lors de la conduite?

Avez-vous trouvé que le Aircast diminuait la sensibilité sous le pied lors de la conduite?

Trouvez-vous que le plâtre diminuait votre aptitude à la conduite automobile?

Trouvez-vous que le Aircast diminuait votre aptitude à la conduite automobile?

De plus, chacun des sujets complétait un questionnaire spécialement conçu pour relever différentes données sociodémographiques tels que l'âge, le sexe, le type de transmission du véhicule généralement conduit, le nombre d'années d'expérience de conduite, la classe de permis de conduire, le nombre de kilomètres parcourus annuellement, le nombre de collisions depuis le début de la conduite, le nombre d'infractions de la route depuis le début de la conduite, le type d'agglomération urbaine, l'expérience de marche avec un plâtre, la prise de médicaments, la prise de stimulant, les allergies, l'utilisation de drogue, la scolarité, la nationalité et l'ethnie. Ces informations ont été recueillies à l'aide d'un questionnaire.

2f) Description des instruments de mesure :

i Le simulateur

L'instrument de mesure principal de cette étude est un simulateur de conduite à base fixe (Figure 4-5). Ce simulateur a permis de d'enregistrer les valeurs des variables dépendantes. L'habitacle a été construit à partir de pièces automobiles usagées. Un siège de Ford Ranger 1985 ajustable longitudinalement par rapport au volant et dont le dossier est inclinable a été boulonné au châssis

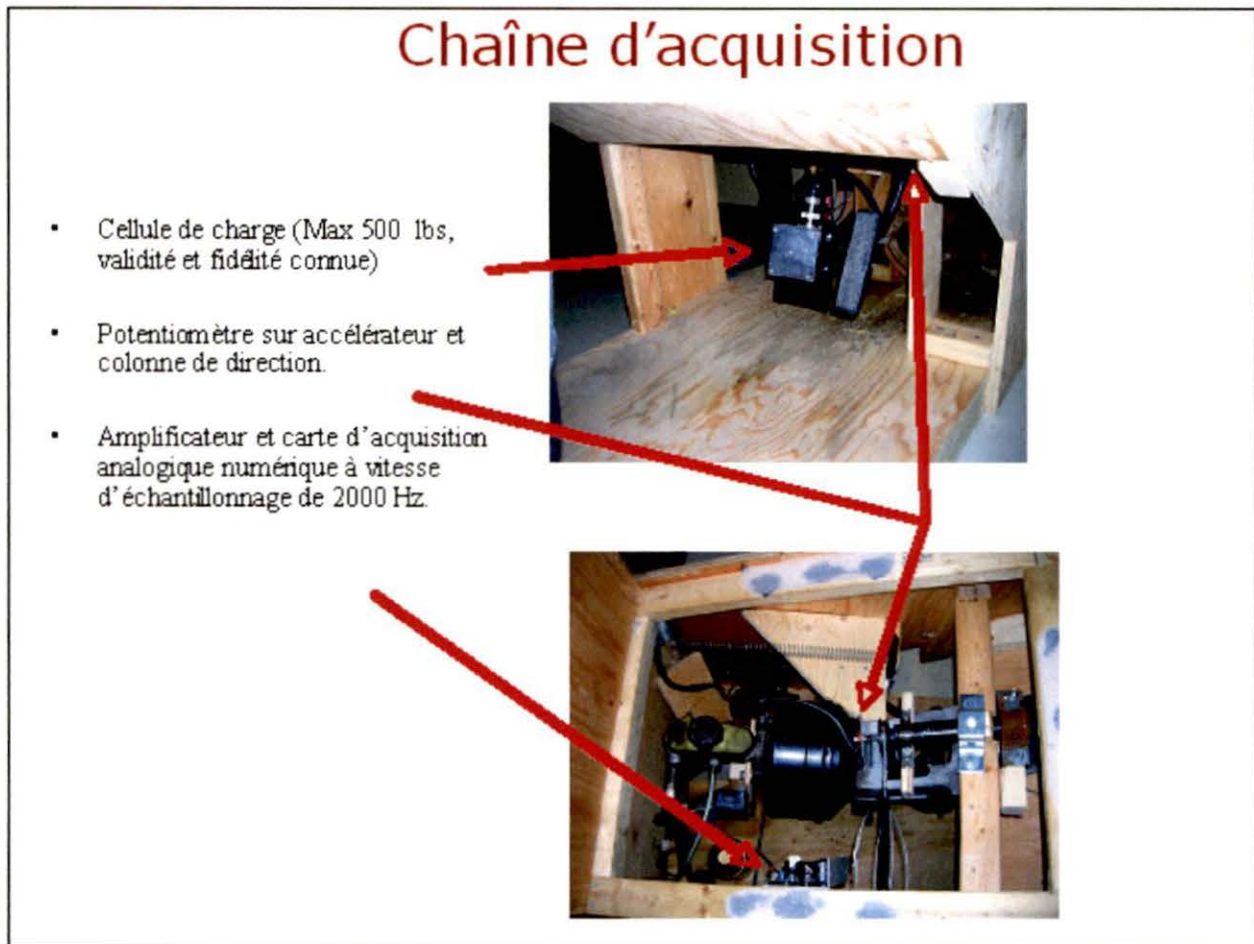
de bois. Un volant de Ford Ranger 1985 est fixé au châssis. Il est muni d'un potentiomètre relié à l'ordinateur de simulation permettant de faire varier la trajectoire du véhicule simulé et d'effectuer des tâches de rotation. Une pédale d'accélérateur de Ford Ranger 1985 (munie d'un ressort de rappel) sur laquelle un potentiomètre permet de mesurer sa course (0-100%) est reliée à l'ordinateur de simulation (Compaq PC evo pentium IV, processeur Intel 2,4 GHz, 504 Mo RAM). Ce potentiomètre permet de connaître le positionnement de la pédale et aussi de contrôler les forces d'accélération du véhicule. Une pédale de frein (Ford Ranger 1985) est reliée à un système à vacuum (booster) qui est relié au maître-cylindre ainsi qu'au réservoir de liquide de frein. Un frein à disque de Dodge Dakota 1992 est relié à ce montage par une tuyauterie. Les autres branchements du maître-cylindre sont fermés par des boulons. Le système de freinage a été purgé avec de l'huile à frein Dot 3. Pour créer une excursion plus réaliste à la pédale, une bulle d'air a été ajoutée au circuit. Une cellule de charge à six niveaux de liberté (AMTI MC3) a été ajoutée à la pédale de frein permettant de quantifier les forces, les moments et les accélérations appliquées à celle-ci. Cette cellule est reliée à l'ordinateur de simulation. Un projecteur (Benq DLP Projector PB2240, Taiwan) affiche les informations provenant de l'ordinateur de simulation à une fréquence de 20 à 100 Hz sur un écran de 147cm de large par 154 cm de haut. La chaîne d'acquisition analogique / numérique ainsi formée possède une vitesse d'échantillonnage de 2000 Hz (Figure 4-6). La précision du simulateur a été vérifiée en comparant les données de temps de mouvement des pédales obtenues à celles enregistrées par un système de caméra optoélectronique (Optotrak). Cette étape importante de la collecte de données a été réalisée par l'équipe de Dr Cécile Smeesters[†], chercheure au Centre de recherche sur le vieillissement.

[†] [†] Cécile Smeesters, ing., Ph.D.

Figure 4-5 Photo du simulateur de conduite



Figure 4-6 Description de la chaîne d'acquisition



Une caméra a été positionnée près du simulateur dans le plan latéral au niveau des pédales pour enregistrer les déplacements des pieds. En comparant les images obtenues pour chaque sujet dans les trois situations (chaussure de sport, botte de marche et Aircast), il est ainsi possible de déterminer les stratégies utilisées par les sujets pour manier les pédales selon ces conditions.

ii Tests cliniques

Deux tests cliniques ont été utilisés dans l'étude des affections orthopédiques et la conduite automobile. Des études ont démontré une corrélation de modérée à élevée entre les résultats au test de «stepping» et de «standing» et les résultats des temps de mouvement mesurés en simulateur de conduite. (Hau et al., 2000); (Nguyen et al., 2000)

Test de «stepping»

Le test clinique de «stepping» représente la vitesse du déplacement du pied en conduite automobile. Aucune étude de fidélité n'a été effectuée sur le protocole de ce test, mais il existe une validité convergente avec les résultats obtenus en simulateur de conduite lors de l'étude de certaines pathologies orthopédiques et leur traitement par rapport au temps de réaction en conduite automobile (corrélation du Rhô de Spearman entre -0,45 et -0,79 entre le temps de réaction et le score au «stepping»). (Hau et al., 2000; Nguyen et al., 2000) Au point de vue du protocole, le sujet doit être assis les genoux et les hanches fléchis à 90 degrés. Un bloc de bois de 2,5 x 2,5 x 30 cm est placé le long du pied droit du sujet. Il doit en 10 secondes faire le plus de fois possible l'aller-retour de chaque côté de la boîte en plaçant fermement le talon au sol de chaque côté, sans toucher à la boîte. Ce test est fait par chacun des participants, avec la botte de marche, le Aircast et la chaussure de sport. Les résultats sont enregistrés dans un fichier unique à chacun des participants (Annexe I)

Test de «standing»

Le test clinique de «standing» représente la vitesse d'application de la force lors du freinage. Aucune étude de fidélité n'a été effectuée sur le protocole de ce test, mais il existe une validité convergente avec les résultats obtenus en simulateur de conduite. Les études mesurant l'association entre ce test et le temps de réaction effectués auprès de population ayant des pathologies orthopédiques montrent des corrélations de modérées à élevées (corrélation du Rhô de Spearman entre -0,40 et -0,70 entre le temps de réaction et le score au «standing»). (Hau et al., 2000; Nguyen et al., 2000) Durant ce test, le sujet doit, d'une position assise avec les genoux et les hanches fléchis à 90 degrés, se lever debout jusqu'à ce que les genoux et les hanches soient en extension complète avant de s'asseoir de nouveau. En 10 secondes, le sujet doit faire le plus de répétitions possible. Ce test est fait par chacun des participants, avec la botte de marche, le Aircast et chaussure de sport. Les résultats sont enregistrés dans un tableau unique à chacun des participants (Annexe 1).

iii Caractéristiques sociodémographiques

Les caractéristiques sociodémographiques et cliniques ont été recueillies par deux questionnaires développés spécifiquement pour l'étude (Annexe 1). Il a été administré par un agent de recherche ou par l'évaluateur principal. Les données sociodémographiques habituelles (âge, sexe, poids, taille, ethnie, nationalité, dernier niveau scolaire réussi) ainsi que des informations sur les habitudes de conduite (nombre d'années d'expérience, distance parcourue annuellement en km, nombre d'accidents routiers depuis la possession du permis de conduire, nombre d'infractions au code de la route reconnues par un policier depuis la possession du permis de conduire, type

d'agglomération urbaine (ville, métropole, campagne) ont été recueillies, en plus de certaines variables-contrôles directement reliées à cette étude (expérience antérieure de marche avec plâtre, prise de médicaments ou produits naturels, prise de thé, café, chocolat ou alcool (quantité; date et heure de la dernière consommation), allergie de contact, utilisation de drogues, mesure anthropométrique du membre inférieur droit (longueur du pied, de la jambe et de la cuisse), dernier niveau scolaire réussi, poids du plâtre (mesuré par balance électronique après le retrait de l'immobilisation).

2g) Taille de l'échantillon

La taille de l'échantillon a été calculée selon le coefficient de Cohen, en spécifiant un $\alpha = 0,05$ et une puissance de 80%. (Cohen, 1988) En prenant compte un écart-type de 62 millisecondes sur un temps de mouvement (Liebermann et al., 1995) , pour mettre en évidence un grand effet, l'échantillon est calculé à 24 sujets.

$$n = \frac{(z_{\alpha/1} + z_{\beta})^2 * \sigma^2}{(\mu - \mu_0)^2} = \frac{(1,96 + 0,842)^2 * 62 \text{ ms}^2}{(0,8 * 62 \text{ ms})^2} = 12 \text{ sujets} \times 2 = 24 \text{ sujets}$$

Pour détecter un effet modéré, l'échantillon nécessaire est calculé à 62 sujets.

$$n = \frac{(z_{\alpha/1} + z_{\beta})^2 * \sigma^2}{(\mu - \mu_0)^2} = \frac{(1,96 + 0,842)^2 * 62 \text{ ms}^2}{(0,5 * 62 \text{ ms})^2} = 31 \text{ sujets} \times 2 = 62 \text{ sujets}$$

Enfin, pour démontrer une corrélation de Spearman de 0,6 à $\alpha = 0,05$ et une puissance de 80%, il faudrait selon les tables de Cohen 18 sujets.

Étant donné que l'effet des immobilisations orthopédiques du membre inférieur droit sur les temps de freinage n'est pas connu, le nombre de sujets a été majoré à 48 pour permettre d'augmenter la puissance de l'étude. Pour des raisons temporelles et monétaires, la majoration ne s'est pas effectuée au-delà de ce nombre.

2h) Analyse statistique

Les caractéristiques sociodémographiques des sujets ont été analysées d'une manière descriptive pour l'âge, le sexe, le poids, la taille, l'ethnie, la nationalité et le dernier niveau scolaire réussi sous forme de fréquences et de pourcentages. Les informations sur les habitudes de conduite (nombre d'années d'expériences de conduite, distance parcourue annuellement en km, nombre d'accidents routiers depuis la possession du permis de conduire, nombre d'infractions au code de la route reconnues par un policier depuis la possession du permis de conduire, type d'agglomération urbaine (ville, métropole, campagne) et les autres données cliniques reliées directement à cette étude (expérience antérieure de marche avec plâtre, prise de médicaments, produit naturel, prise de thé, café, chocolat, alcool (quantité; date et heure de la dernière consommation), allergie de contact, utilisation de drogues, mesure anthropométrique du membre inférieur droit (longueur du pied, de la jambe et de la cuisse) ont aussi été décrites d'une manière descriptive, sous forme de moyennes, de pourcentages et de fréquences.

Pour la force de freinage (meilleur résultat) et les temps de freinage (moyenne des trois meilleurs essais et moyenne ajustée), une analyse de la dispersion (normalité) a d'abord été effectuée, puis, si les valeurs étaient normalement distribuées, des ANOVA à mesures répétées ont été effectués pour les trois épreuves selon le facteur immobilisation orthopédique. Si les moyennes des groupes montraient des différences, des tests t pour échantillons appariés ont été effectués en post-hoc. Des tests non-paramétriques ont été utilisés pour les variables anormalement distribuées. Enfin, des corrélations de Spearman ont été effectuées pour évaluer l'association entre les tests cliniques de «stepping» et de «standing» et les différentes variables de force et de temps de freinage.

2i) Analyse des variables

L'analyse de la force de freinage maximale se base sur le meilleur résultat parmi les trois essais de force maximale enregistrés lors de la première étude. Cette méthode d'évaluation se base sur les protocoles de mesure de force maximale en dynamométrie. (Keating & Matyas, 1996)

L'analyse des temps de freinage se base sur la compilation de deux moyennes. La première valeur constitue la moyenne des trois meilleurs résultats sur les dix essais enregistrés pour chacune des épreuves de freinage d'urgence, pour chacune des variables indépendantes et pour chacun des sujets. Cette méthode d'analyse permet de mesurer les meilleures performances de freinage générées par les sujets. L'analyse de la moyenne ajustée, quant à elle, permet d'évaluer la tendance générale des temps de freinage d'un sujet, en éliminant les valeurs extrêmes dues à

l'anticipation ou l'inattention. Cette méthode est utilisée par Dr Thérèse Audet[‡] dans ses rapports transmis à la Société d'assurance automobile du Québec. Pour effectuer le calcul de la moyenne ajustée, la moyenne de chaque temps de freinage est fait à partir de tous les essais de chacune des épreuves de temps de freinage pour chaque variable indépendante et à chacun des sujets. Une deuxième moyenne est ensuite calculée en gardant tous les résultats des essais qui sont inclus à l'intérieur de deux écarts-types au-dessus et en dessous de la première moyenne. Sur l'ensemble des moyennes ajustées calculées dans cette étude, entre zéro et une seule valeur sont généralement exclues du calcul, le maximum se chiffrant à quatre.

2j) Considérations éthiques

Il est entendu que la participation à ce projet de recherche n'a fait courir aucun risque majeur au patient, sur le plan médical ou autre. De plus, la confidentialité de la gestion des réponses aux questionnaires a été assurée, car aucun nom n'apparaît sur ceux-ci. Les fiches contenant les coordonnées sont conservées séparément des questionnaires. Le protocole de recherche fut approuvé par le Comité d'éthique du CSSS-IUGS le 26 février 2007.

[‡] Professeure au Département de psychologie de l'Université de Sherbrooke

CHAPITRE 5 Résultats

Cette section débutera par la description des caractéristiques des participants. Suivront ensuite les différents résultats de force de freinage et de temps de freinage recueillis par l'instrument de mesure, soit le simulateur de conduite. Enfin, s'ajouteront les résultats aux différents tests cliniques de «stepping» et de «standing».

1a) Description des participants

Les sujets ont été recrutés de bouche à oreille jusqu'à ce qu'il y ait 48 personnes dont l'évaluation fût complétée. Il est à noter que certains sujets ne se sont pas présentés au rendez-vous, que 4 évaluations ont été incomplètes, soit pour des raisons techniques (un sujet était trop grand pour entrer dans le simulateur) ou d'ordre personnel (manque de temps pour terminer l'évaluation, mal du simulateur). Les tableaux ci-dessous (tableaux 5-1 et 5-2) présentent les caractéristiques sociodémographiques et cliniques de l'échantillon. Le tableau 5-3 résume les impressions de conduite selon le type d'immobilisation orthopédique. Il est à noter que la majorité des répondants conduiraient avec leur immobilisation orthopédique. De plus, la botte de marche semble moins diminuer la sensibilité sous le pied que le Aircast. Elle semble aussi moins nuire à la conduite automobile comparativement au Aircast selon l'avis des sujets.

Tableau 5-1 Variables continues

Variables continues	Moyenne	Écart-type
Âge (années)	42,27	10,06
Poids (kg)	80,52	20,07
Taille (m)	1,71	0,10
Expérience de conduite (années)	24,54	9,42
Distance parcourue (x 1 000 km/an)	21,67	9,38
Nombre d'accidents de la route depuis la possession du permis de conduire	1,31	1,30
Nombre d'infractions au code de la route reconnues par un policier depuis la possession du permis de conduire hormis les contraventions pour stationnement	2,52	3,57
Longueur pied (cm)	24,57	1,80
Longueur jambe (cm)	41,52	3,27
Longueur cuisse (cm)	50,12	4,85
Poids des plâtres (g)	482,45	58,27

Tableau 5-2 Variables catégorielles

Variables catégorielles		Fréquence (%)	
Sexe			
	Homme	24	(50%)
	Femme	24	(50%)
Nationalité			
	Canadienne	46	(95,8%)
	Suisse	1	(2,1%)
	Guatémaltèque	1	(2,1%)
Ethnie			
	Caucasienne	48	(100%)
Dernier niveau scolaire réussi			
	Diplôme d'études collégiales	22	(45,8%)
	Baccalauréat	12	(25%)
	Certificat universitaire	3	(6,3%)
	Diplôme d'études professionnelles	3	(6,3%)
	Doctorat	3	(6,3%)
	Maîtrise	2	(4,2%)
	Certificat collégial	1	(2,1%)
	Diplôme d'études secondaires	1	(2,1%)
	Études post-doctorales	1	(2,1%)
Classe de permis de conduire			
	5	31	(64,6%)
	5 et 6a	9	(18,8%)
	4b et 5	1	(2,1%)
	4c et 5	1	(2,1%)
	4a, 4c et 5	1	(2,1%)
	4a 4b 4c 5	2	(4,2%)
	4a 4b 4c 5 6a	2	(4,2%)
Type d'agglomération urbaine			
	Campagne	12	(25%)
	Ville	36	(75%)
	Métropole	0	(0%)

Expérience de marche avec une immobilisation orthopédique			
	Oui	4	(8,3 %)
	Non	44	(91,7%)
Prise de médicaments / produits naturels			
	Oui	18	(37,5%)
	Non	30	(62,5%)
Prise de stimulant / dépresseur			
	Oui	6	(12,5%)
	Non	42	(87,5%)
Allergies			
	Oui	4	(8,3%)
	Non	30	(62,5%)
Utilisation de drogue			
	Oui	1	(2,1%)
	Non	47	(97,9)

Tableau 5-3 Impression de conduite avec les immobilisations orthopédiques

Est-ce que le plâtre diminue la sensibilité sous le pied?			
		Fréquence	Pourcentage
	Non	21	43,75
	Oui	14	29,2
	Oui un peu	11	22,9
	Oui beaucoup	2	4,2
	Total	48	100

Est-ce que le Aircast diminue la sensibilité sous le pied?			
		Fréquence	Pourcentage
	Non	14	29,2
	Oui	17	35,4
	Oui un peu	14	29,2
	Oui beaucoup	3	6,3
	Total	48	100

Est-ce que le plâtre diminue votre aptitude à conduire une automobile?			
		Fréquence	Pourcentage
	Non	26	54,2
	Oui	8	16,7
	Oui un peu	14	29,2
	Total	48	100

Est-ce que le Aircast diminue votre aptitude à conduire une automobile?			
		Fréquence	Pourcentage
	Non	21	43,8
	Oui	13	27,1
	Oui un peu	14	29,2
	Total	48	100

Conduiriez-vous avec le plâtre?			
		Fréquence	Pourcentage
	Non	5	17,9
	Oui	13	46,4
	Oui en modifiant ma conduite	10	35,71
	Total	28	100

Conduiriez-vous avec le aircast?			
		Fréquence	Pourcentage
	Non	5	18,5
	Oui	14	51,9
	Oui en modifiant ma conduite	8	29,6
	Total	27	100

1b) Résultats de force et temps de freinage

La prochaine section renferme les résultats des variables dépendantes associées à l'instrument de mesure principal de l'étude, soit le simulateur de conduite. Pour chacune d'entre elles, les tests de normalité selon Shapiro-Wilk ont été faits afin de déterminer le type d'analyse à utiliser, soit paramétrique ou non paramétrique. Étant donné le nombre relativement élevé de participants, soit 48 sujets, un p égal ou inférieur à 0,01 sera requis pour qu'une variable soit reconnue anormalement distribuée. Les résultats des analyses statistiques sont présentés en tableaux.

i Force de freinage maximale

L'analyse de la force de freinage se base sur la force maximale enregistrée pour chacune des variables indépendantes. Les tests de normalité ne dénotent aucune variable dont la distribution est asymétrique. Une ANOVA révèle une différence statistiquement significative entre les moyennes des forces de freinage entre chaque épreuve. Les tests t pour échantillons appariés démontrent que la moyenne de la force générée par les sujets lors du port de la botte de marche est inférieure à celle avec la chaussure de sport et le Aircast. De plus, il n'y a pas de différence statistiquement significative entre le soulier et le Aircast sur la force appliquée.

Tableau 5-4 Résultats des analyses statistiques de la force maximale de freinage maximale
n = 48 sujets

Épreuve	Méthode analyse	Aircast		Plâtre		Souliers		p *
		Moyenne (lb)	Écart-type	Moyenne (lb)	Écart-type	Moyenne (lb)	Écart-type	
Épreuve 1	Valeur maximale	287,2	76,3	275,4	79,7	293,8	75,2	0,003

Résultat	p **	Différence sur moyenne
A > P	0,000	11,8
A = S	0,168	
S > P	0,000	18,4

Abréviations : A = Aircast; P = Botte de marche (plâtre) ; S = Chaussure de sport (soulier)
* = ANOVA ; ** = tests t pour groupes appariés

ii Temps neurologique

L'analyse du temps neurologique se base sur la moyenne des trois meilleurs essais obtenus sur dix ainsi que sur l'analyse de la moyenne ajustée pour chacune des variables indépendantes selon les deux épreuves de freinage d'urgence (freinage simple et freinage avec attention partagée). Seule la moyenne des trois meilleurs essais pour l'épreuve de freinage d'urgence avec attention partagée lors du test avec le Aircast ne suit pas une distribution normale. Un test non-paramétrique de Friedman a donc été effectué pour comparer les résultats de cette variable. L'analyse de la variance des autres variables selon le facteur immobilisation orthopédique a été effectuée grâce à une ANOVA pour mesures répétées. Les résultats des analyses statistiques démontrent que les moyennes des temps neurologiques sont similaires peu importe la variable indépendante.

Tableau 5-5 Résultats des analyses statistiques du temps neurologique
48 sujets

n =

Épreuve	Méthode analyse	Aircast		Plâtre		Souliers		p
		Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	0,382	0,023	0,380	0,023	0,384	0,027	0,315*
	Moyenne A	0,411	0,025	0,408	0,026	0,410	0,030	0,482*
Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	0,436	0,035	0,428	0,040	0,431	0,035	0,186**
	Moyenne A	0,477	0,042	0,469	0,042	0,472	0,036	0,233*

Abréviations : A = Aircast; P = Botte de marche (plâtre) ; S = Chaussure de sport (soulier)

* = ANOVA ; ** = Test de Friedman; Moyenne A = Moyenne ajustée

iii Temps de mouvement à chaîne ouverte

L'analyse du temps de mouvement à chaîne ouverte se base sur la moyenne des trois meilleurs essais obtenus ainsi que sur l'analyse de la moyenne ajustée pour chacune des variables indépendantes selon les deux épreuves de freinage d'urgence (freinage simple et freinage avec attention partagée). Les tests de normalité ne dénotent aucune variable dont la distribution est asymétrique. L'ANOVA démontre qu'il y a une différence statistiquement significative sur le temps de mouvement à chaîne ouverte entre les deux types d'immobilisations et les chaussures de sport à chacune des épreuves. Les tests t pour échantillons appariés révèlent que les moyennes des temps de mouvement à chaîne ouverte sont inférieurs pour la variable souliers que les variables Aircast et plâtre pour chaque épreuve. De plus, les résultats avec la botte de marche

sont légèrement supérieurs à ceux avec le Aircast puisque les moyennes sur le temps de mouvement à chaîne ouverte sont plus courtes, mais seulement pour la troisième épreuve.

Tableau 5-6 Résultats des analyses statistiques du temps de mouvement à chaîne ouverte
n = 48 sujets

Épreuve	Méthode analyse	Aircast		Plâtre		Souliers		p *
		Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	0,184	0,039	0,180	0,040	0,152	0,031	0,000
	Moyenne A	0,209	0,038	0,201	0,041	0,170	0,028	0,000
Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	0,195	0,030	0,181	0,033	0,159	0,028	0,000
	Moyenne A	0,211	0,031	0,201	0,034	0,175	0,026	0,000

Épreuve	Méthode analyse	Résultat	p **	Différence sur moyenne
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	A = P	0,413	
		A > S	0,000	0,032
		P > S	0,000	0,029
	Moyenne A	A = P	0,082	
		A > S	0,000	0,039
		P > S	0,000	0,031
Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	A > P	0,000	0,013
		A > S	0,000	0,036
		P > S	0,000	0,022
	Moyenne A	A > P	0,002	0,010
		A > S	0,000	0,036
		P > S	0,000	0,026

Abréviations : A = Aircast; P = Botte de marche (plâtre) ; S = Chaussure de sport (soulier)
* = ANOVA ; ** = test t apparié; Moyenne A = Moyenne ajustée

iv Temps de réaction de freinage

L'analyse du temps de réaction de freinage se base sur la moyenne des trois meilleurs essais obtenus ainsi que sur l'analyse de la moyenne ajustée pour chacune des variables indépendantes selon les deux épreuves de freinage d'urgence. Les tests de normalité ne dénotent aucune variable dont la distribution n'est pas normale. L'ANOVA effectuée sur la moyenne des temps de réaction de freinage selon les variables indépendantes démontre qu'il existe une différence statistiquement significative entre les trois conditions à chaque épreuve. De plus, les tests t pour échantillons appariés révèlent que les moyennes des temps de réaction sont inférieures avec la chaussure de sport qu'avec les deux types d'immobilisation. De plus, les résultats avec la botte de marche sont légèrement supérieurs à ceux obtenus avec le Aircast puisque les moyennes des temps de réaction générées sont plus courtes.

Tableau 5-7 Résultats des analyses statistiques des temps de réaction de freinage
n = 48 sujets

Épreuve	Méthode analyse	Aircast		Plâtre		Souliers		p *
		Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	0,581	0,046	0,571	0,051	0,548	0,043	0,000
	Moyenne A	0,619	0,048	0,609	0,052	0,58	0,041	0,000
Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	0,642	0,053	0,625	0,057	0,602	0,046	0,000
	Moyenne A	0,688	0,056	0,669	0,057	0,648	0,048	0,000

Épreuve	Méthode analyse	Résultat	p **	Différence sur moyenne
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	A = P	0,065	0,01
		A > S	0,000	0,033
		P > S	0,000	0,023
	Moyenne A	A = P	0,101	
		A > S	0,000	0,039
		P > S	0,000	0,029

Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	A > P	0,003	0,017
		A > S	0,000	0,04
		P > S	0,000	0,023
	Moyenne A	A > P	0,001	0,02
		A > S	0,000	0,041
		P > S	0,001	0,021

Abréviations : A = Aircast; P = Botte de marche (plâtre) ; S = Chaussure de sport (soulé)
 * = ANOVA ; ** = tests t pour groupes appariés; Moyenne A = Moyenne ajustée

v Temps total de freinage

L'analyse du temps total de freinage se base sur la moyenne des trois meilleurs essais obtenus ainsi que sur l'analyse de la moyenne ajustée pour chacune des variables indépendantes selon les deux épreuves de freinage d'urgence (freinage simple et freinage avec attention partagée). Seule la moyenne des trois meilleurs essais pour l'épreuve de freinage d'urgence avec attention divisée lors du test avec la chaussure de sport ne suit pas une distribution normale. Un test non-paramétrique de Friedman a donc été effectué pour comparer les résultats de cette variable et un test des rangs signés de Wilcoxon a permis de déterminer où était la différence. L'analyse de la variance des autres variables selon le facteur immobilisation-orthopédique a été effectuée grâce à une ANOVA à mesures répétées. Lorsque l'ANOVA a démontré une différence statistiquement significative, des tests t pour échantillons appariés ont été effectués pour identifier où se trouve la différence. Les analyses statistiques démontrent une différence significative entre les temps totaux de freinage selon les trois conditions. Les moyennes générées avec la chaussure de sport sont plus courtes que celles des deux types d'immobilisation. Enfin, les résultats obtenus avec la

botte plâtrée sont légèrement mieux que ceux obtenus avec le Aircast puisque les moyennes des temps totaux de freinage sont plus courtes.

Tableau 5-8 Résultats des analyses statistiques du temps total de freinage
n = 48 sujets

Épreuve	Méthode analyse	Aircast		Plâtre		Souliers		p
		Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	Moyenne (s)	Écart-type	
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	0,601	0,050	0,599	0,055	0,575	0,049	0,000*
	Moyenne A	0,639	0,056	0,636	0,060	0,604	0,051	0,000*
Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	0,665	0,060	0,655	0,063	0,633	0,055	0,000*
	Moyenne A	0,712	0,063	0,700	0,067	0,680	0,059	0,000***

Épreuve	Méthode analyse	Résultat	p	Différence sur moyenne
Épreuve 2	Moyenne 3 meilleurs essais	A = P	0,677**	
		A > S	0,000**	0,026
		P > S	0,000**	0,024
	Moyenne A	A = P	0,653**	
		A > S	0,000**	0,035
		P > S	0,000**	0,032
Épreuve 3	Moyenne 3 meilleurs essais	A = P	0,123**	
		A > S	0,000**	0,032
		P > S	0,000**	0,022
	Moyenne A	A > P	0,035****	0,012
		A > S	0,000****	0,032
		P > S	0,002****	0,020

Variable: Temps total de freinage

Abréviations : A = Aircast; P = Botte de marche (plâtre) ; S = Chaussure de sport (soulier)

* = ANOVA ; ** = tests t pour groupes appariés ; p *** Test de Friedman ; p **** Test de Wilcoxon; Moyenne A = Moyenne ajustée

vi Nombre d'erreurs commises

Une analyse descriptive des erreurs commises lors du maniement des pédales a été effectuée sur l'ensemble des freinages pour chacune des variables dépendantes et pour tous les sujets. Les résultats sont présentés dans le tableau 5-9.

Tableau 5-9 Résultats du calcul du nombre d'erreurs commises pour chaque variable indépendante pour les 48 sujets

Variables indépendantes	Nombre d'erreurs	Nombre de freinages	pourcentage d'erreur (%)
Aircast	49	961	5,1%
Plâtre	56	968	5,8%
Souliers	30	959	3,1%

1c) Évaluation de l'association des variables de temps de freinage et de force avec les variables cliniques

Des tests de corrélation de Spearman ont été effectués entre la force de freinage et les différents temps de freinage et les tests cliniques de «standing» et de «stepping» selon le facteur immobilisation-orthopédique. L'analyse montre qu'il existe une association significative de faible à modérée entre le test de «stepping» et les valeurs de temps neurologique pour la moyenne

des trois meilleurs essais de l'épreuve 2 seulement. Il y a aussi une association significative entre le «stepping» et de temps de réaction et de temps total de freinage pour l'épreuve 2 (Tableau 5-10). De plus, il existe une association de modérée à élevée entre les tests cliniques de «standing» et le temps neurologie pour l'épreuve 2 et 3, ainsi qu'une association faible à modérée avec les temps de réaction (épreuve 2 et seulement l'analyse des trois meilleurs essais de l'épreuve trois) et les temps totaux de freinage à l'épreuve 2 seulement (Tableau 5-11)

Tableau 5-10 Corrélation entre les résultats du test clinique de «stepping», la force et les temps de freinage. n = 48 sujets

Test clinique	Variable	Épreuve	Analyse	Aircast		Plâtre		Soulé	
				Corrélation de Spearman	p	Corrélation de Spearman	p	Corrélation de Spearman	p
Stepping	Force de freinage	1	Valeur maximale	0,185	0,209	0,327	0,023	0,294	0,042
	Temps neurologique	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,346	0,016	-0,311	0,032	-0,285	0,049
			Moyenne A	-0,365	0,011	-0,268	0,065	-0,253	0,082
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,283	0,051	-0,297	0,040	-0,213	0,146
			Moyenne A	-0,242	0,097	-0,340	0,018	-0,146	0,321
	Temps mouvement à chaîne ouverte	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,176	0,231	-0,214	0,144	-0,329	0,023
			Moyenne A	-0,227	0,121	-0,206	0,160	-0,406	0,004
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,154	0,296	-0,237	0,106	-0,198	0,177
			Moyenne A	-0,161	0,274	-0,262	0,072	-0,224	0,126
	Temps mouvement chaîne ouverte et fermée	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,146	0,323	-0,261	0,073	-0,295	0,042
			Moyenne A	-0,203	0,166	-0,259	0,075	-0,327	0,023
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,175	0,233	-0,328	0,023	-0,180	0,220
			Moyenne A	-0,155	0,291	-0,347	0,016	-0,166	0,260
	Temps de réaction	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,365	0,011	-0,331	0,022	-0,444	0,002
			Moyenne A	-0,356	0,013	-0,284	0,050	-0,452	0,001
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,276	0,058	-0,352	0,014	-0,292	0,044
			Moyenne A	-0,254	0,082	-0,403	0,005	-0,237	0,105
	Temps total de freinage	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,334	0,020	-0,370	0,010	-0,399	0,005
			Moyenne A	-0,319	0,027	-0,297	0,040	-0,411	0,004
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,288	0,047	-0,412	0,004	-0,258	0,077
			Moyenne A	-0,267	0,067	-0,442	0,002	-0,208	0,156

Abréviations : Épreuve 1: Force de freinage; Épreuve 2: Freinage d'urgence; Épreuve 3: Freinage d'urgence avec attention partagée; Moyenne A = Moyenne ajustée

Tableau 5-11 Corrélation entre les résultats du test clinique de «standing», la force et les temps de freinage. n = 48 sujets

Test clinique	Variable	Épreuve	Analyse	Aircast		Plâtre		Soulier	
				Corrélation de Spearman	p	Corrélation de Spearman	p	Corrélation de Spearman	p
Standing	Force de freinage	1	Valeur maximale	0,025	0,865	0,201	0,170	0,071	0,633
	Temps neurologique	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,483	0,001	-0,536	0,000	-0,471	0,001
			Moyenne A	-0,465	0,001	-0,515	0,000	-0,407	0,004
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,370	0,010	-0,541	0,000	-0,318	0,028
			Moyenne A	-0,349	0,015	-0,527	0,000	-0,303	0,036
	Temps mouvement à chaîne ouverte	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,207	0,152	-0,210	0,152	-0,212	0,148
			Moyenne A	-0,215	0,142	-0,211	0,150	-0,259	0,076
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,075	0,611	-0,121	0,411	-0,070	0,635
			Moyenne A	-0,123	0,404	-0,156	0,290	-0,077	0,603
	Temps mouvement chaîne ouverte et fermée	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,162	0,271	-0,223	0,128	-0,136	0,357
			Moyenne A	-0,145	0,325	-0,214	0,145	-0,162	0,271
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,061	0,679	-0,174	0,238	0,028	0,851
			Moyenne A	-0,480	0,745	-0,172	0,243	0,003	0,983
	Temps de réaction	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,429	0,002	-0,420	0,003	-0,452	0,001
			Moyenne A	-0,408	0,004	-0,369	0,010	-0,479	0,001
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,316	0,029	-0,444	0,002	-0,320	0,027
			Moyenne A	-0,295	0,042	-0,477	0,001	-0,277	0,057
	Temps total de freinage	2	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,354	0,013	-0,417	0,003	-0,370	0,010
			Moyenne A	-0,324	0,025	-0,362	0,011	-0,369	0,010
		3	Moyenne 3 meilleurs essais	-0,265	0,068	-0,448	0,001	-0,192	0,192
			Moyenne A	-0,254	0,082	-0,448	0,001	-0,189	0,198

Abréviations : Épreuve 1: Force de freinage; Épreuve 2: Freinage d'urgence; Épreuve 3: Freinage d'urgence avec attention partagée; Moyenne A = Moyenne ajustée

CHAPITRE 6 DISCUSSION

La discussion sera abordée en trois sections distinctes. La première traitera des aspects méthodologiques de cette étude, soit du dispositif de recherche, de l'échantillonnage, du recrutement et de la procédure d'évaluation. La seconde partie analysera les résultats en fonction des questions de cette recherche et comparera les résultats avec les autres études de conduite automobile. Finalement, un résumé des forces et des limites de l'étude de même qu'un sommaire des étapes à venir à la suite de ce projet et une évaluation des pertinences et des retombées de cette étude complètera ce chapitre.

1) ASPECTS METHODOLOGIQUES

1a) Validité interne

i Dispositif de recherche

Le but principal de cette étude était de caractériser les effets des immobilisations orthopédiques du membre inférieur droit sur les performances de conduite lors de tâches de conduite simulées afin de déterminer l'importance de ces effets. Pour ce faire, un devis expérimental à mesures répétées nous permet de répondre à notre objectif de recherche. De plus, l'utilisation de l'assignation obligatoire pour déterminer l'ordre de passage des trois conditions (variables

indépendantes) permet de diluer l'effet d'apprentissage. Enfin, le fait que chaque sujet soit évalué selon les trois variables indépendantes, ce qui s'apparente à un essai croisé, augmente la validité du devis.

ii Échantillon et recrutement des participants

Pour des questions logistiques d'économie de temps, un échantillon de convenance a été sélectionné. Étant donné que chacun des sujets effectuait tous les tests selon les trois conditions, à savoir avec le Aircast, la botte de marche et la chaussure de sport, ce choix d'échantillon est adéquat puisque chaque sujet est son propre contrôle, ce qui diminue grandement la variabilité. Il est possible que le recrutement de sujet au sein du personnel du Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke apporte des biais d'information. La haute scolarité que témoignent les données démographiques en est un exemple.

iii Biais

Dans cette section sera traité un aspect primordial susceptible d'influencer l'interprétation des résultats de cette étude: les biais. En effet, pour porter un jugement éclairé sur la validité des résultats obtenus, il faut identifier adéquatement les biais potentiels.

iv Biais de l'expérimentateur

Le biais de l'expérimentateur se rapporte à la connaissance des hypothèses de recherche que possède le chercheur et l'effet de ses connaissances sur son approche. Il peut ainsi arriver que

l'expérimentateur intervienne de façon biaisée lors des différentes évaluations. La standardisation des protocoles de passation et de cotation des différents instruments utilisés permet d'une part de contrôler ce biais potentiel au sein de l'étude. Soulignons toutefois, lors des évaluations en laboratoire, que l'évaluateur du temps de réaction sur le graphique était le chercheur principal (l'étudiant) de cette étude. La détermination du début du retrait de l'accélérateur, du retour à la position initiale de l'accélérateur et de l'apparition d'une force sur la pédale de frein se faisait manuellement par le chercheur principal durant la séance d'évaluation. Pour diminuer les biais reliés à cette méthode, les stratégies pour l'évaluation graphique ont été déterminées avant le début de la collecte, et l'évaluateur n'utilisait pas les résultats numériques pour déterminer le bon positionnement des points sur le graphique de la position de l'accélérateur et de la force appliquée sur le frein en fonction du temps. Donc, malgré le risque potentiel de distorsion des résultats, la méthodologie rigoureusement respectée contrôle adéquatement les biais de l'expérimentateur.

v Biais de sélection

Il est évident que le choix d'un échantillon de convenance crée des biais de sélection. Par exemple, la population à l'étude était composée entièrement de caucasiens, ayant une scolarité plus élevée que la moyenne des Québécois. Cependant, il serait difficile de déterminer si ces caractéristiques communes influencent les performances psychomotrices des sujets.

vi Erreurs systématiques dues à l'instrumentation

Dans cette étude, la précision des instruments de laboratoire utilisés était en accord avec les spécifications des fournisseurs. De plus, l'équipe du Dr Smeesters[§] avait préalablement vérifié la validité des données recueillies à l'aide du simulateur en comparant les résultats avec ceux obtenus par l'utilisation de caméras optoélectroniques (dont la validité et la fidélité sont connues) mesurant la position des pédales en fonction du temps. Finalement, tout au long des expérimentations, un ingénieur assurait l'entretien du simulateur. Tous ces éléments favorisent donc le contrôle des erreurs systématiques dues à l'instrumentation.

vii Jugement sur la validité interne de l'étude

Somme toute, la rigueur méthodologique de cette étude, par le choix d'un devis ayant une validité interne forte, par sa randomisation et ses qualités d'essai croisé, par sa puissance et son contrôle des biais, par l'utilisation de stratégies prédéterminées dans le traitement et l'analyse des données permet de confirmer la validité interne de l'étude.

^{§ §} Cécile Smeesters, ing., Ph.D.

Professeure agrégée, Département de génie mécanique
Chercheure, Centre de recherche sur le vieillissement

1b) Validité externe

La sélection des sujets s'est faite d'une manière explicative, visant un échantillon homogène pour contrôler les facteurs confondants et bien discerner si la botte de marche et le Aircast ont un impact sur les forces et les temps de freinage. Cependant, ce type de recrutement diminue la généralisation des résultats puisque les sujets étaient tous caucasiens et presque exclusivement canadiens, vivant majoritairement en ville.

En ce qui concerne la taille d'échantillon, le nombre de sujets est adéquat pour déterminer des différences statistiquement significatives sur les forces et les temps de freinage. La littérature statistique suggère souvent que lorsque la taille d'échantillon est supérieure à 30 sujets, les données peuvent être analysées par des tests paramétriques. Le nombre de 48 participants est donc suffisant. Même si dans les tableaux de l'analyse, des tests non-paramétriques ont été utilisés, l'analyse a été aussi faite avec des tests paramétriques. Les chiffres varient légèrement, mais les conclusions restent les mêmes. Par conséquent, la taille de l'échantillon permettait suffisamment de puissance pour que nous puissions établir clairement les différences.

Les critères d'inclusion et d'exclusion diminuent eux aussi la généralisation des résultats, puisque seulement des sujets sains ont été évalués dans cette étude. Il est vrai que la douleur provoquée par les fractures chez des patients bénéficiant d'immobilisation orthopédique peut influencer les performances physiques. Cependant, le but de cette étude est d'évaluer l'impact du facteur immobilisation plutôt que le facteur douleur. Il était donc plus pertinent de prendre des sujets

sains pour éliminer cette source de biais. De plus, certaines pathologies indolores comme le pied diabétique nécessitent parfois un traitement à l'aide d'une botte de marche ou d'un Aircast. Ainsi, l'évaluation de sujets sans douleur musculosquelettique demeure pertinente.

1c) Instruments de mesure

i Pertinence de l'utilisation du simulateur de conduite automobile

Au niveau du choix de l'instrument de mesure principal de cette recherche, la généralisation des résultats d'épreuves en simulateur de conduite sur la conduite réelle reste toujours inquiétante. Est-ce que les sujets face à de vrais dangers agiraient de la même manière? Cette question n'a pas de réponse dans la littérature. Le choix d'un simulateur de conduite n'en est pas injustifié pour autant. En effet, il aurait été contre l'éthique de placer des sujets en situation d'urgence pour évaluer leur aptitude à freiner selon le port ou non d'immobilisation orthopédique. D'autre part, la majorité des études en simulateur de conduite vise l'évaluation cognitivo-comportementale (Bulmash et al., 2006); (Conner et al., 2007; Szlyk et al., 2002) des conducteurs, tandis que cette étude vise plutôt l'évaluation psychomotrice de la conduite et de l'effet de l'immobilisation de la cheville sur la performance du freinage d'urgence. En d'autres mots, cette étude veut non pas savoir si le sujet fera des freinages d'urgence adéquats, mais s'il est capable de le faire d'un point de vue biomécanique tout en ayant une immobilisation orthopédique. Dans ce contexte, le choix d'un simulateur de conduite semble pertinent.

L'analyse de la précision des mesures enregistrées par le simulateur a été effectuée par un ingénieur du centre de recherche. La force de freinage mesurée à l'aide de la cellule de charge a une précision de 0,02 lb, ce qui garantit la précision des données recueillies dans cette étude. Au niveau des temps de freinage, l'erreur sur le temps total de freinage a été calculée à 3 millisecondes. L'erreur sur le temps de réaction au freinage à 4 millisecondes. Au niveau du temps neurologique, la détermination manuelle du début du relâchement de l'accélérateur génère une précision de 9 millisecondes. Le temps de mouvement à chaîne ouverte se voit donc attribuer une précision de 10 millisecondes. C'est donc dire que les valeurs les plus fiables sont la force de freinage, le temps total de freinage et le temps de réaction de freinage. Le temps neurologique et le temps de mouvement à chaîne ouverte sont certes moins précis, mais jugés acceptables pour l'analyse des temps de freinage.

Quelques variables n'ont pu être retenues dans l'analyse de cette étude. Tout d'abord, le temps de retrait de l'accélérateur (entre le début du retrait jusqu'à ce que la pédale revienne à sa position initiale) a été retiré de l'analyse parce que la précision sur cette mesure était au-delà de 10 millisecondes et que le relâchement du temps du retrait de l'accélérateur varie grandement en fonction des stratégies de freinage et ce, chez un même sujet (intra-sujet) et entre les sujets. La stratégie de freinage influence aussi grandement le temps de déplacement du pied entre la pédale d'accélérateur vers la pédale de frein. Certaines stratégies permettent même de créer un temps de mouvement négatif puisque des sujets réussissaient à peser sur le frein avant que la pédale d'accélérateur ne soit revenue à sa position initiale. Enfin, l'analyse des stratégies de freinage selon le port ou non d'immobilisation orthopédique planifiée dans le protocole initial a été éliminée puisque la rapidité du mouvement couplé à un faible éclairage dans la pièce n'ont pas permis une capture vidéo adéquate pour en faire l'évaluation.

1d) Respect de la procédure d'évaluation

La totalité de la collecte des données s'est effectuée dans le laboratoire de locomotion du Centre de recherche sur le Vieillissement (CDRV) du CSSS-IUGS. Durant cette cueillette, une calibration et un entretien ont été effectués au sein du simulateur pour s'assurer de la stabilité de l'instrument de mesure. Lors d'une des journées de l'expérimentation, la pédale de frein s'est tordue sous la pression de freinage exercée lors de l'épreuve de force maximale. Trois sujets ont donc été évalués dans cette condition. La pédale a été ensuite démontée, renforcée et remplacée au sein du simulateur. De plus, la base de bois qui retenait le siège du simulateur s'est aussi brisée durant une séance d'évaluation. Elle a été réparée avant de poursuivre l'évaluation de ce sujet.

L'ensemble de l'évaluation en simulateur ainsi que l'examen physique a été effectué par l'auteur principal de l'étude, ce qui augmente l'uniformité malgré la standardisation du protocole de la collecte de données. L'évaluation a été quelques fois jugée longue par certains sujets. Cependant, le choix d'une seule séance comme temps de collecte a été fait pour limiter le déplacement des sujets. Des périodes de repos ont été suggérées lorsque le besoin se faisait ressentir.

Les variables sociodémographiques ont été collectées par l'auteur principal et une agente de recherche du CDRV qui avait reçue une formation pour cette étude. Cette dernière a aussi participé à l'évaluation des critères d'inclusion et d'exclusion de plusieurs sujets, ainsi qu'à l'explication du formulaire de consentement.

2) DISCUSSION SUR CHAQUE QUESTION DE RECHERCHE

La première question de recherche visait à mesurer l'effet d'un plâtre de marche au membre inférieur droit sur la force maximale appliquée par rapport à une chaussure de sport et une immobilisation amovible (Aircast). Les résultats montrent que la moyenne de la force générée par les sujets lors du port de la botte de marche est inférieure à celle avec le soulier et le Aircast. De plus, il n'y a pas de différence statistique entre le soulier et le Aircast sur la force appliquée. La plus grande différence, soit entre le soulier et le plâtre, est de 18 lb. Il a été démontré que la force nécessaire pour effectuer un freinage d'urgence adéquat est de 44 lb. (Mortimer, 1974) Donc la plus petite moyenne mesurée peu importe le type d'immobilisation, soit de 275 lb, est de beaucoup supérieure à la force nécessaire. Cette différence statistiquement significative entre les variables indépendantes est donc cliniquement négligeable.

La deuxième question de recherche visait à mesurer l'effet d'un plâtre de marche et d'un Aircast au membre inférieur droit sur les temps de réaction et de mouvement entre les pédales d'un véhicule automobile. Tout d'abord, le fait d'avoir l'un des types d'immobilisation ou non ne fait pas varier le temps neurologique. Ce résultat est pertinent avec le fait que les phases de détection, d'identification et de décision face à un stimulus ne sont pas influencées par une contrainte biomécanique du membre inférieur. (Olson, 2003) Il en est tout autre pour la réponse motrice, comme le démontrent le temps total de freinage, le temps de réaction de freinage et le temps de mouvement à chaîne ouverte. Ainsi, les temps reliés à toutes ces variables se voient allongés par le port d'une immobilisation orthopédique, le Aircast les augmentant davantage lors de la troisième épreuve. Cependant, la plus grande différence entre les moyennes de temps de réaction enregistrées avec le Aircast par rapport à la chaussure de sport se chiffre à 41 millisecondes. À

une vitesse de 100 km/h, une durée de 41 millisecondes correspond à une distance parcourue de 1,14 mètre. Beaucoup de variables font augmenter la distance de freinage au-delà de 1,14 m, soit l'état des pneus et de leur gonflage, l'état du système de frein de l'automobile, la vitesse de déplacement du véhicule... D'ailleurs, le tableau ci-dessous montre l'effet de la vitesse sur les distances de freinage. ("Distance de Freinage,")

Tableau 6-1 Distance de freinage en fonction de la vitesse du véhicule

Vitesse	50 km/h	70 km/h	90 km/h	110 km/h	130 km/h
Distance de freinage	14 m	28 m	46 m	68 m	95 m

Plusieurs études ont démontré que les conducteurs adaptent leurs stratégies de conduire en fonction de leurs capacités psychomotrices. Fuller (1984) a démontré que les conducteurs augmentent la distance de suivi à mesure que leur performances psychomotrices diminuent au cours d'une conduite prolongée. Van Winsum (1998) a aussi démontré plusieurs mécanismes d'adaptation des stratégies de conduite; les conducteurs ayant des facultés moindres dans le maniement du volant choisissent une vitesse réduite pour négocier les courbes; les conducteurs choisissant une distance de suivi plus grande sont de moins bons freineurs par rapport à ceux qui choisissent une distance plus courte. Donc, tout porte à croire qu'en conduite réelle, les sujets portant des immobilisations orthopédiques, malgré une diminution des performances de freinage, adapteraient leurs stratégies de conduite en fonction de leurs capacités psychomotrices. Donc,

cette différence statistiquement significative entre les variables indépendantes est jugée cliniquement négligeable.

La troisième question de recherche visait à établir si le port d'un plâtre de marche ou d'un Aircast au membre inférieur droit diminue l'habileté à manier les deux pédales d'un véhicule automatique. L'analyse du nombre d'erreurs commises lors des freinages d'urgence montre que le pourcentage d'erreurs est augmenté lors de la conduite avec la botte de marche et avec le Aircast comparativement à la chaussure de sport. Cependant, il est à noter que le pédalier du simulateur a été installé de manière coplanaire, c'est-à-dire qu'à leur position initiale, les pédales d'accélérateur et de frein sont situées à la même distance par rapport au siège. Cette configuration a été préférée car elle ne désavantage pas les femmes lors des mesures de temps de freinage comparativement à la position habituelle du pédalier d'une automobile où le frein est plus proche du conducteur que l'accélérateur. (Morrison et al., 1986) Cependant, le positionnement coplanaire augmente le risque de peser sur les deux pédales en même temps. C'est ce type d'erreur qui a été rencontré en grande majorité dans le calcul du nombre d'erreurs. De plus, la tâche demandée aux sujets était de freiner le plus vite possible, et non pas le plus précisément possible. Donc, le but visé ultime étant la vitesse la plus courte, la précision n'étant pas nécessairement au premier plan. Ces deux raisons permettent d'expliquer en partie le nombre d'erreurs commises. Il est vrai que ce nombre est augmenté lors du port des deux immobilisations orthopédiques, le plâtre causant légèrement plus d'erreurs que le Aircast. La diminution de la sensibilité sous le pied pourrait en être la première cause. Cependant, il est difficile de dire si les résultats seraient identiques avec un pédalier habituel.

La quatrième question de recherche visait à établir si des tests cliniques de «standing» et le test de «stepping» sont associés aux résultats de temps de réaction et de mouvement obtenus avec le simulateur de conduite. Il faut d'abord mentionner que ces tests ont été utilisés dans des études antérieures sur les affections orthopédiques sur la conduite automobile. (Hau et al., 2000; Nguyen et al., 2000) Ces tests ont montré, lors des études précédentes, des corrélations de modérées à élevées avec les temps de freinage (corrélation du Rhô de Spearman de -0,45 à -0,79 entre le temps de réaction et le score au «stepping» ainsi qu'une corrélation du Rhô de Spearman entre -0,40 et -0,70 entre le temps de réaction et le score au «standing») avec un soulier. (Hau et al., 2000; Nguyen et al., 2000) Dans la présente étude, la corrélation entre le test de «standing» et le temps neurologique est de modérée à élevée; elle est modérée avec le temps de réaction et de faible à modérée avec le temps total de freinage. De plus, le test de «stepping» a une corrélation de faible à modérée avec le temps neurologique, le temps de réaction et le temps total de freinage. Il semble que le test de «stepping» ait une corrélation plus grande avec les variables qui incluent un temps de mouvement du pied plutôt qu'un temps neurologique seul. Ces résultats sont très plausibles puisque la tâche réalisée dans le «stepping» correspond plus à une coordination de mouvements qu'à une activité de détection. À l'opposé, le test de «standing» a une plus forte corrélation avec le temps neurologique par rapport au temps de réaction et au temps total de freinage. Malgré que les auteurs d'études antérieures (Hau et al., 2000; Nguyen et al., 2000) aient défini le «standing» comme étant un test représentant l'application de la force, ce test dans la présente étude n'a démontrée aucune corrélation avec la force maximale appliquée. Peut-être que la capacité cognitive associée à la prise de la position debout s'apparente plus à la charge cognitive de la détection d'un stimulus de freinage que l'application d'une force. Enfin, le test de «stepping» présente une corrélation de faible à modérée avec la force maximale de freinage, et ce pour la botte plâtrée et le soulier seulement. L'utilisation de ces tests a peu de valeur d'un point

de vue transversal puisqu'il n'y a pas encore d'étude permettant la prédiction des temps de freinage par rapport aux scores de ces tests. Cependant, étant donné l'association entre les résultats de ces tests cliniques et les temps de freinage, il serait possible d'évaluer si les performances de freinage des malades s'améliorent en fonction du temps en faisant une évaluation longitudinale en clinique. De même, il serait possible d'utiliser ces tests pour vérifier s'il y a déclin des performances de freinage lors du retrait de l'immobilisation.

L'analyse des impressions de conduite vient corroborer les résultats des temps de freinage obtenus. En effet, malgré que les immobilisations orthopédiques puissent diminuer la sensibilité sous le pied de la majorité des sujets, la plupart des participants ont dit qu'ils conduiraient leur automobile avec de telles immobilisations. Selon eux, la différence sur les temps de freinage est donc négligeable puisqu'ils conduiraient. Toutefois, on ne peut l'affirmer puisque la question n'était pas posée spécifiquement.

3) COMPARAISON DES RESULTATS OBTENUS AVEC LES RESULTATS DE LA LITTERATURE

3a) Différence selon les épreuves avec ou sans attention partagée

Une étude visant à établir l'effet distrayant du téléphone cellulaire lors de manœuvres essentielles à la conduite automobile montre que les temps de réactions avec sujets attentifs sont de 0,52 seconde comparativement à 0,71 seconde pour les sujets distraits.(Hancock et al., 2003) Lors des

tâches de freinage d'urgence (deuxième épreuve) et de freinage d'urgence avec attention partagée (troisième épreuve) de la présente étude, les moyennes sur les temps de réaction lors des tests avec les chaussures de sport sont de 0,548 seconde à l'épreuve 2 et de 0,602 seconde à l'épreuve 3. Donc, le fait de distraire les participants, peu importe s'ils ont le membre inférieur immobilisé ou non, augmente les temps de freinage, et ces résultats corroborent les autres données de la littérature

3b) Comparaison entre les résultats de temps total de freinage et de temps de réaction au freinage par rapport aux données de la littérature

Une étude visant à déterminer le retour à la conduite sécuritaire après un traitement chirurgical d'une fracture à la cheville après le retrait de l'immobilisation montre un temps de réaction de 0,777 seconde chez le groupe-témoin. (Egol et al., 2003) Ces résultats sont légèrement supérieurs à nos valeurs de temps de réaction lors des essais avec la chaussure de sport, variant entre 0,548 et 0,648 seconde selon l'épreuve et la méthode d'analyse.

Une méta-analyse sur le temps total de freinage effectuée en 1998 démontre une grande variabilité dans la mesure du temps total de freinage, se situant entre 0,550 et 1,5 secondes selon les études. (Sohn & Stepleman, 1998) Une étude ultérieure sur les temps de réaction après une arthroscopie au genou droit montre des temps de réaction entre 0,582 à 0,634 seconde. (Hau et al., 2000) Ces valeurs sont similaires aux temps totaux de freinage de la présente étude qui sont de 0,575 à 0,633 seconde selon les épreuves avec ou sans attention.

En résumé, les résultats des temps de freinage obtenus lors de cette étude sont cohérents avec ceux des autres études.

4) FORCES ET LIMITES DE L'ETUDE

Les principales forces de cette étude se situent au niveau méthodologique, à savoir un devis expérimental, le fait que chacun des sujets expérimentaient les trois variables indépendantes, un protocole standardisé, l'utilisation d'une randomisation pour l'ordre de passage des différentes variables indépendantes, le nombre relativement élevé de sujets et la précision de l'instrument de mesure.

Les principales limites sont majoritairement au niveau de la validité externe de la présente étude. En effet, les paramètres stricts du recrutement, le choix des sujets sains et relativement jeunes diminuent la généralisation des résultats aux personnes âgées ou porteuses de pathologies diverses, dont les affections musculosquelettiques. De plus, le faible budget alloué pour la fabrication du simulateur diminuait sa versatilité. Le niveau d'ajustement du volant et du siège pouvait diminuer le confort de conduite pour l'individu, et par conséquent diminuer les performances de conduite.

Finalement, cette étude n'a qu'exploré l'influence des immobilisations orthopédiques au membre inférieur droit. L'impact d'une immobilisation orthopédique au membre inférieur gauche lors de la conduite d'un véhicule à transmission manuelle n'est donc pas évalué. Évidemment, la

généralisation des résultats obtenus en simulation de conduite sur la conduite réelle n'a pas été validée.

5) ETAPES A VENIR

La prochaine étape suite à ce projet est de valider les résultats des tests effectués en simulateur à l'aide d'épreuves en conduite réelle. Ceci permettra de déterminer si les prochaines études peuvent être effectuées en simulateur, ce qui permet des scénarios standardisés d'épreuve de conduite sans mettre en danger les sujets.

De plus, suite aux conclusions de cette étude, l'évaluation de sujets fracturés portant des immobilisations orthopédiques permettant la mise en charge ou non devra être faite pour déterminer l'impact de la maladie sur les performances de conduite. Enfin, plusieurs autres conditions médicales restent à mesurer. Par exemple, les patients diabétiques nécessitant une botte orthopédique devront être évalués avant de donner des recommandations précises.

6) RETOMBEES EVENTUELLES DES RESULTATS DE CES TRAVAUX

Malgré que l'effet du plâtre sur la conduite automobile chez des malades ayant des affections orthopédiques n'ait été mesuré directement (Mortimer, 1974), il est possible d'estimer l'effet de la botte de marche et du Aircast sur la conduite automobile chez un individu sain. Dans ce contexte, les résultats de la présente étude seront soumis à une revue orthopédique afin de partager les

nouvelles connaissances aux médecins afin de les éclairer dans leur décision face à leurs patients porteurs d'une immobilisation orthopédique qui voudraient conduire, tout particulièrement les patients qui n'ont pas de fracture aux membres inférieurs mais qui nécessitent une orthèse d'immobilisation, comme les diabétiques. Les résultats seront aussi acheminés à la Société d'assurance automobile du Québec pour qu'ils aient enfin des résultats expérimentaux sur l'effet des immobilisations orthopédiques sur la conduite automobile chez des sujets sains pour bâtir des recommandations adéquates. De plus, les résultats seront aussi transmis à l'association médicale canadienne afin qu'ils puissent appuyer leurs dires dans le guide sur l'évaluation médicale de l'aptitude à conduire. (Association, 2006)

CHAPITRE 7 Conclusion

Les résultats de cette étude démontrent que la botte de marche et le Aircast augmentent statistiquement les temps de freinage d'urgence lors de tâches en simulateur de conduite. La botte de marche diminue aussi la force maximale appliquée sur la pédale de frein, comparativement au Aircast et à la chaussure de sport. Bien que ces résultats soient statistiquement significatifs, il n'en demeure pas moins que leurs effets cliniques restent négligeables. De plus, malgré un nombre accru d'erreurs lors du maniement des pédales du véhicule lors du port des immobilisations, il existe aussi une quantité considérable d'erreurs commises sans immobilisation. Le protocole de l'étude et l'organisation spatiale des pédales du simulateur peut en être la cause. Les résultats pourraient différer avec l'utilisation d'un pédalier habituel. Les tests cliniques de «stepping» et de «standing» montrent une corrélation de faible à modéré avec les temps de freinage (temps neurologique, temps de réaction, temps total de freinage). Ils pourraient donc être utilisés pour vérifier si les performances de conduite s'améliorent avec le temps et si les performances se dégradent lors du retrait de l'immobilisation. Enfin, d'autres études seront nécessaires pour corroborer ou infirmer la relation entre les résultats des tests en simulateur et les résultats des tests sur route.

Remerciements

À tous ceux qui, de près ou de loin, ont crû à la pertinence de cette étude, et ont participé à sa réalisation, mes plus sincères remerciements.

L'aventure de la recherche est un désert où l'on peut se perdre rapidement, où les ressources sont rares et où la solitude nous guette. À ceux qui m'ont servi de guides, mes directeurs, Dr François Cabana et Dr Hélène Corriveau, mes collaborateurs Mathieu Hamel, les Dr Patrick Boissy et Cécile Smeesters, ma reconnaissance est proportionnelle à la générosité, l'aide, la disponibilité, et l'encouragement que vous m'avez offerts. À vous qui avez été l'oasis, à mes collaborateurs financiers, Dr Réjean Hébert (Bourse du Doyen de la faculté de médecine de l'Université de Sherbrooke), Mme Paule Bussière (BSN Medical), M. Martin Hudon (Orthèse-Prothèse Rive-Sud) et le Centre de recherche sur le Vieillissement de l'Institut universitaire de gériatrie de Sherbrooke, je souhaite que le fruit de mon travail puisse honorer votre générosité. Enfin, à ceux qui m'ont supporté, à ceux qui travaillent dans l'ombre avec un amour inconditionnel, un grand merci.



UNIVERSITÉ DE
SHERBROOKE



Institut universitaire
de gériatrie de Sherbrooke

Sherbrooke Geriatric
University Institute

BSN medical



Orthèse-Prothèse
Rive-Sud Inc.

Références

- Armstrong, D. G., Lavery, L. A., Wu, S., & Boulton, A. J. (2005). Evaluation of removable and irremovable cast walkers in the healing of diabetic foot wounds: a randomized controlled trial. *Diabetes Care*, 28(3), 551-554.
- Association, C. M. (2006). Determining Medical Fitness to Operate Motor Vehicles
CMA Driver's Guide
7th edition.
- Bainbridge, L., & Sanders, M. (1972). The generality of Fitts's law. *J Exp Psychol*, 96(1), 130-133.
- Beaulne, G., et coll. (1991). *Les traumatismes au Québec : comprendre pour prévenir*. Québec: Ministère de la Santé et des Services sociaux du Québec.
- Beaulne, G., et coll. (1997). *Pour la sécurité des jeunes canadiens. Des données statistiques aux mesures préventives*. Ottawa: Santé Canada.
- Berthelon, C. (1994). Travaux faits avec images ISIS concernant l'anticipation visuelle d'une collision en situation d'intersection., *Simulation de la conduite automobile: validité dans une problématique de recherche*(Actes #42), 114.
- Blair, S., Chaudhri, O., & Gregori, A. (2002). Doctor, can I drive with this plaster? An evidence based response. *Injury*, 33(1), 55-56.
- Bulmash, E. L., Moller, H. J., Kayumov, L., Shen, J., Wang, X., & Shapiro, C. M. (2006). Psychomotor disturbance in depression: assessment using a driving simulator paradigm. *J Affect Disord*, 93(1-3), 213-218.
- Bureau du Coroner, Q. (2005-05-31). Rapport d'investigation du coroner, Dossier numéro A-153797.
- Chalard, S., Pleczon, Patrick. (1994). Utilisation de SCANeR pour la validation de systèmes d'aides à la conduite. *Simulation de la conduite automobile: validité dans une problématique de recherche*(Actes #42), 84-93.
- Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences. (2nd ed.).
- Conner, M., Lawton, R., Parker, D., Chorlton, K., Manstead, A. S., & Stradling, S. (2007). Application of the theory of planned behaviour to the prediction of objectively assessed breaking of posted speed limits. *Br J Psychol*, 98(Pt 3), 429-453.
- Decety, J., & Jeannerod, M. (1995). Mentally simulated movements in virtual reality: does Fitts's law hold in motor imagery? *Behav Brain Res*, 72(1-2), 127-134.
- Distance de Freinage.
- Egol, K. A., Sheikhaazadeh, A., Mogatederi, S., Barnett, A., & Koval, K. J. (2003). Lower-extremity function for driving an automobile after operative treatment of ankle fracture. *J Bone Joint Surg Am*, 85-A(7), 1185-1189.
- Fuller, R. G. C. (1981). Determinants of time headway adopted by truck drivers. *Ergonomics*, 24, 463-474.

- Fuller, R. G. C. (1984). Prolonged driving in convoy: the truck driver's experience. *Accid Anal Prev*, 16, 121-136.
- Giddins, G. E., & Hammerton, A. (1996). "Doctor, when can I drive?": a medical and legal view of the implications of advice on driving after injury or operation. *Injury*, 27(7), 495-497.
- Haddon, W., Jr. (1980). Options for the prevention of motor vehicle crash injury. *Israel journal of medical sciences*, 16(1), 45-65.
- Haddon, W., Jr. (1999). The changing approach to the epidemiology, prevention, and amelioration of trauma: the transition to approaches etiologically rather than descriptively based. 1968. *Injury prevention : journal of the International Society for Child and Adolescent Injury Prevention*, 5(3), 231-235.
- Hancock, P. A., Lesch, M., & Simmons, L. (2003). The distraction effects of phone use during a crucial driving maneuver. *Accid Anal Prev*, 35, 501-514.
- Hau, R., Csongvay, S., & Bartlett, J. (2000). Driving reaction time after right knee arthroscopy. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8(2), 89-92.
- Hoffmann, E. R. (1991). A comparison of hand and foot movement times. *Ergonomics*, 34(4), 397-406.
- Hoffmann, E. R., & Mortimer, R. G. (1994). Drivers' estimates of time to collision. *Accid Anal Prev*, 26(4), 511-520.
- Hyden, C. (1996). Traffic conflicts technique: state of the art. *Green Series*, 37, 3-14.
- Kalamaras, M. A., Rando, A., & Pitchford, D. G. (2006). Driving plastered: who does it, is it safe and what to tell patients. *ANZ J Surg*, 76(6), 439-441.
- Keating, J. L., & Matyas, T. A. (1996). The influence of subject and test design on dynamometric measurements of extremity muscles. *Phys Ther*, 76(8), 866-889.
- Kennedy, R. S., Fowlkes, J. E., Berbaum, K. S., & Lilienthal, M. G. (1992). Use of a motion sickness history questionnaire for prediction of simulator sickness. *Aviat Space Environ Med*, 63(7), 588-593.
- Liebermann, D. G., Ben-David, G., Schweitzer, N., Apter, Y., & Parush, A. (1995). A Field Study on Braking Responses During Driving. *Ergonomics*, 38(9), 1894-1910.
- MacDonald, W., & Owen, J. W. (1988). The effect of total hip replacement on driving reactions. *J Bone Joint Surg Br*, 70(2), 202-205.
- Malaterre, G. (1994). Étude des relations vitesse-distance de suivi. *Simulation de la conduite automobile: validité dans une problématique de recherche*(Actes #42), 113.
- Min, Y. K., Chung, S. C., You, J. H., Yi, J. H., Lee, B., Tack, G. R., et al. (2006). Young adult drivers' sensitivity to changes in speed and driving mode in a simple vehicle simulator. *Percept Mot Skills*, 103(1), 197-209.
- Minderhoud, M. M., & Bovy, P. H. (2001). Extended time-to-collision measures for road traffic safety assessment. *Accid Anal Prev*, 33(1), 89-97.
- Morrison, R. W., Swope, J. G., & Halcomb, C. G. (1986). Movement time and brake pedal placement. *Hum Factors*, 28(2), 241-246.
- Mortimer, R. G. (1974). Foot brake pedal force capability of drivers. *Ergonomics*, 17(4), 509-513.
- Muth, E. R., Walker, A. D., & Fiorello, M. (2006). Effects of uncoupled motion on performance. *Hum Factors*, 48(3), 600-607.
- Nguyen, T., Hau, R., & Bartlett, J. (2000). Driving reaction time before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 8(4), 226-230.
- Nunez, V. A., & Giddins, G. E. (2004). 'Doctor, when can I drive?': an update on the medico-legal aspects of driving following an injury or operation. *Injury*, 35(9), 888-890.

- Olson, P. L. F., Eugene. (2003). Forensic Aspects of Driver Perception and Response. *Second Edition*.
- Oman, C. M. (1990). Motion sickness: a synthesis and evaluation of the sensory conflict theory. *Can J Physiol Pharmacol*, 68(2), 294-303.
- Pollo, F. E., Gowling, T. L., & Jackson, R. W. (1999). Walking boot design: a gait analysis study. *Orthopedics*, 22(5), 503-507.
- Prothero, J. D., Draper, M. H., Furness, T. A., 3rd, Parker, D. E., & Wells, M. J. (1999). The use of an independent visual background to reduce simulator side-effects. *Aviat Space Environ Med*, 70(3 Pt 1), 277-283.
- Quillian, W. C., Cox, D. J., Kovatchev, B. P., & Phillips, C. (1999). The effects of age and alcohol intoxication on simulated driving performance, awareness and self-restraint. *Age Ageing*, 28(1), 59-66.
- Rees, J. L., & Sharp, R. J. (2002). Safety to drive after common limb fractures. *Injury*, 33(1), 51-54.
- Rizzo, M., Jermeland, J., & Severson, J. (2002). Instrumented Vehicles and Driving Simulators. *Gerontechnology*, 1(4), 291-296.
- Robertson, L. S. (1986). Behavioral and environmental interventions for reducing motor vehicle trauma. *Annual review of public health*, 7, 13-34.
- Sohn, S. Y., & Stepleman, R. (1998). Meta-analysis on total braking time. *Ergonomics*, 41(8), 1129-1140.
- Stern, Barth, Durfee, Rosenbaum, D. A., Rosenthal, Schold-Davis, et al. (2006). A Protocol for Avoiding Driving Simulator Sickness.
- Szlyk, J. P., Myers, L., Zhang, Y., Wetzel, L., & Shapiro, R. (2002). Development and assessment of a neuropsychological battery to aid in predicting driving performance. *J Rehabil Res Dev*, 39(4), 483-496.
- Tanaka, H., Krakauer, J. W., & Qian, N. (2006). An optimization principle for determining movement duration. *J Neurophysiol*, 95(6), 3875-3886.
- Taoka, G. T. (1989). Brake Reaction Times of Unalerted Drivers. *ITE Journal*(March 1989), 19-21.
- Triggs, T. J., & Harris, W. G. (1982). Reaction Time of Drivers to Road Stimuli. *Human Factors Report*(No HFR-12).
- van Winsum, W. (1998). Preferred time headway in car-following and individual differences in perceptual-motor skills. *Percept Mot Skills*, 87(3 Pt 1), 863-873.
- van Winsum, W., & Brouwer, W. (1997). Time headway in car following and operational performance during unexpected braking. *Percept Mot Skills*, 84(3 Pt 2), 1247-1257.
- Van Winsum, W., & Heino, A. (1996). Choice of time-headway in car-following and the role of time-to-collision information in braking. *Ergonomics*, 39(4), 579-592.
- Vogel, K. (2003). A comparison of headway and time to collision as safety indicators. *Accid Anal Prev*, 35(3), 427-433.
- Von Arx, O. A., Langdown, A. J., Brooks, R. A., & Woods, D. A. (2004). Driving whilst plastered: is it safe, is it legal? A survey of advice to patients given by orthopaedic surgeons, insurance companies and the police. *Injury*, 35(9), 883-887.
- Warshawsky-Livne, L., & Shinar, D. (2002). Effects of uncertainty, transmission type, driver age and gender on brake reaction and movement time. *J Safety Res*, 33(1), 117-128.
- Waters, R. L., Campbell, J., Thomas, L., Hugos, L., & Davis, P. (1982). Energy costs of walking in lower-extremity plaster casts. *J Bone Joint Surg Am*, 64(6), 896-899.

Annexe 1 :

Questionnaire pour recueillir les données sociodémographiques, les variables contrôles et les variables cliniques

Questionnaire pré-étude

Sujets #

Êtes-vous âgé entre 25-60 ans? [] Oui [] Non
 Possédez-vous un permis de conduire valide au Québec? [] Oui [] Non
 Avez-vous une expérience de conduite de 5 ans ou plus? [] Oui [] Non
 Conduisez-vous seulement avec le pied droit? [] Oui [] Non
 Conduisez-vous habituellement une auto à transmission automatique? [] Oui [] Non

Souffrez vous de:

Épilepsie [] Oui [] Non
 Perte de conscience [] Oui [] Non
 Fortes migraines [] Oui [] Non
 Nausées [] Oui [] Non

Vertiges [] Oui [] Non
 Étourdissements [] Oui [] Non
 Fatigue importante [] Oui [] Non
 Vision embrouillée [] Oui [] Non
 Mal des transports, mal du simulateur [] Oui [] Non

Atteinte de l'acuité visuelle non compensée. [] Oui [] Non
 Atteinte des champs visuels ou autres troubles de vision. [] Oui [] Non
 Atteinte sensorimotrice du membre inférieur droit. [] Oui [] Non
 Utilisation abusive d'alcool (> 5 consommations par semaine) [] Oui [] Non
 Utilisation de drogues durant la dernière année. [] Oui [] Non

Utilisation de médicaments psychotropes. [] Oui [] Non
 Maladie du système nerveux central (épilepsie, Parkinson) [] Oui [] Non
 Trouble du sommeil (insomnie, apnée du sommeil) [] Oui [] Non
 Maladie du métabolisme (diabète, hypo/hyperthyroïdie...) [] Oui [] Non
 Maladie cardiovasculaire (angine, infarctus, arythmie...) [] Oui [] Non

Maladie cérébro-vasculaire (ACV, anévrisme, ICT) [] Oui [] Non
 Maladie vasculaire périphérique (insuffisance artérielle) [] Oui [] Non
 Maladie psychiatrique (Dépression, hallucinations...) [] Oui [] Non
 Maladie rénale (insuffisance rénale, hypertension) [] Oui [] Non
 Troubles musculosquelettiques (fracture, arthrose, entorse...) [] Oui [] Non

Avez-vous vos verres correcteurs [] Oui [] Non
 Avez-vous votre tenue de sport [] Oui [] Non

Heure actuelle:
 Heure du dernier repas:

Notes:

Questionnaire

Sujet #

1	Âge	_____ ans
2	Genre	<input type="checkbox"/> Femme <input type="checkbox"/> Homme
3	Poids	_____ kg _____ lbs
4	Taille	_____ m _____ pieds _____ pouces
5	Nombre d'années d'expériences de conduite	_____ années
6	Classe de permis de conduire	
7	Km parcourus annuellement (au millier près)	_____ 000 km/année
8	Nombre de collisions lorsque conducteurs (avoir frappé une automobile, un humain, un animal ou un autre objet)	Nombre _____ Types:
9	Nombre d'infractions au code de la route (hormis contravention de stationnement)	
10	Type de lieu de résidence (encerclez)	<input type="checkbox"/> Campagne <input type="checkbox"/> Ville <input type="checkbox"/> Métropole
11	Expérience de marche avec plâtre	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non
12	Prise de médicaments / produits naturels (nommez)	
13	Prise de thé/café/chocolat/alcool (aujourd'hui)	<input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non Heure:
14	Allergie de contact ou autres allergies	
15	Utilisation de drogues	<input type="checkbox"/> Non <input type="checkbox"/> Oui quand:
16	Scolarité (dernier niveau réussi)	
17	Nationalité	
18	Ethnie (caucasien, asiatique, noir, autochtone)	
Questionnaire à la fin de l'étude		
19	Avez-vous trouvé que le plâtre de marche diminuait la sensibilité sous le pied lors de la conduite?	
20	Avez-vous trouvé que le aircast diminuait la sensibilité sous le pied lors de la conduite?	
21	Trouvez-vous que le plâtre diminuait votre aptitude à la conduite automobile?	
22	Trouvez-vous que le aircast diminuait votre aptitude à la conduite automobile?	
23	Commentaires	

Feuille de route de l'examineur

sujet #

Questionnaire pré-étude	<input type="checkbox"/>		
Examen physique	Normal?		
Marche	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non	
Marche pointe	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non	
Marche talon	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non	
Marche tandem	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non	
Sensibilité membre inférieur droit	<input type="checkbox"/> Oui	<input type="checkbox"/> Non	
Vidéo explicatif + présentation	<input type="checkbox"/>		
Signature du consentement	<input type="checkbox"/>		
Remise dédommagement (signer)	<input type="checkbox"/>		
Revêtir tenue de sport	<input type="checkbox"/>		
Apprentissage du simulateur	<input type="checkbox"/>		
Randomisation	<input type="checkbox"/>		
Mesure de la longueur du membre inférieur par segment (en faisant plâtre)	Pied	Jambe	Cuisse
Poids du sujet	_____ kg		
Poids du plâtre	_____ g		

Questionnaire post-étude	<input type="checkbox"/>		
24) Type de transmission du véhicule conduit habituellement?	<input type="checkbox"/> Automatique <input type="checkbox"/> Manuelle <input type="checkbox"/> les deux		
25) Avez-vous eu des Sx du mal du simulateur?	<input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> Non		
Notes:			

Stepping	Botte	Aircast	Espadrilles
Rang d'essai			
Nombre en 10 secondes			

Standing	Botte	Aircast	Espadrilles
Rang d'essai			
Nombre en 10 secondes			